



HAL
open science

**Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout
suite à une accélération transitoire de la surface d'appui
- Application à l'amélioration de la protection des
passagers de transports en commun**

T. Robert

► **To cite this version:**

T. Robert. Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout suite à une accélération transitoire de la surface d'appui - Application à l'amélioration de la protection des passagers de transports en commun. Sciences du Vivant [q-bio]. INSA de Lyon, 2006. Français. NNT : . tel-00510993

HAL Id: tel-00510993

<https://theses.hal.science/tel-00510993>

Submitted on 23 Aug 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Thèse

Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout suite à une accélération transitoire de la surface d'appui

-
Application à l'amélioration de la protection des passagers de
transports en commun

présentée devant
L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon

pour obtenir
le grade de docteur

Ecole doctorale : Mécanique, Energétique, Génie civil, Acoustique
Spécialité : Mécanique, option biomécanique

par
Thomas ROBERT
Soutenue le 09 octobre 2006 devant la Commission d'examen

Jury

	J.-C. ANDRE	Directeur de recherche, en détachement à l'INRS
Rapporteur	B. ESPIAU	Directeur de recherche à l'INRIA
	M. FAYET	Professeur émérite, INSA de Lyon (directeur de thèse)
Rapporteur	J.-P. MARIOT	Professeur à l'Université du Maine
	M. S. PEREIRA	Professeur à l'IST de Lisbonne
	J.-P. VERRIEST	Directeur de Recherche à l'INRETS (directeur de thèse)
Membre invité	L.-M. CLEON	Ingénieur, direction de la recherche SNCF

Ce travail a été réalisé au Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine, unité mixte de recherche de l'INRETS¹ et de l'Université Claude Bernard Lyon 1, dans le cadre d'une convention CIFRE² avec la SNCF. Le projet a été en partie soutenu par la commission européenne au travers du projet Safetram³.

1 Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité

2 Convention Industrielle de Formation à la REcherche

3 Passive Safety for Periurban Tram, <http://www.safetram-project.com/>

Biomechanical analysis of the balance recovery of standing human following a transitory acceleration of the supporting surface.

Application to the protection of the standing passengers of public transportation.

Abstract

This study deals with the safety of standing passengers in guided public transportation systems. The analysis of the literature realised in this study indicates that the risk of fall, and thus of injury, is important for standing passengers. Moreover, it appears that the situation of standing passengers is intermediate between 1/ classical studies concerning the protection of transportation users; 2 / literature on perturbed stance. Thus, the way to tackle the problem of the safety of standing passengers should be reconsidered. Pertinent data need to be acquired, and specific data treatments have to be designed.

The main results of this work are:

- an experimental test set-up to study the reaction of volunteer subjects submitted to representative situations of public transportation;
- an original method to reconstruct movements, using a kinematic model of the human body, and treating the problem with a semi-global approach;
- a method to compute the joint forces and moments, based on classical principles (recursive approach), and adapted to the complexity of the studied model and movements;
- the description of the main phenomenon of the balance recovery, and of the influence of parameters such as the level of perturbation, the type of holding device used, etc.;
- a first encouraging approach of the prediction of the balance recovery kinematics depending on the initial conditions.

The methods developed in this work and the contribution of this study to the knowledge of the balance recovery constitute a first step in the goal of obtaining a tool to evaluate and reduce the risks for standing passengers.

This project began within the project SAFETRAM funded by the European Commission, and was the matter of an industrial collaboration with the French railways company (SNCF).

Keys-words: accident data - biomechanics – standing equilibrium – balance recovery – public transportation – movement analysis – inverse dynamics.

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
	<u>CHIMIE DE LYON</u> Responsable : M. Denis SINOU	M. Denis SINOU Université Claude Bernard Lyon 1 Lab Synthèse Asymétrique UMR UCB/ CNRS 5622 Bât 308 2 ^{ème} étage 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.44.81.83 Fax : 04 78 89 89 14 sinou@univ-lyon1.fr
E2MC	<u>ECONOMIE, ESPACE ET MODELISATION DES COMPORTEMENTS</u> Responsable : M. Alain BONNAFOUS	M. Alain BONNAFOUS Université Lyon 2 14 avenue Berthelot MRASH M. Alain BONNAFOUS Laboratoire d'Economie des Transports 69363 LYON Cedex 07 Tél : 04.78.69.72.76 Alain.bonnafous@ish-lyon.cnrs.fr
E.E.A.	<u>ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE</u> M. Daniel BARBIER	M. Daniel BARBIER INSA DE LYON Laboratoire Physique de la Matière Bâtiment Blaise Pascal 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43.64.43 Fax 04 72 43 60 82 Daniel.Barbier@insa-lyon.fr
E2M2	<u>EVOLUTION, ECOSYSTEME, MICROBIOLOGIE, MODELISATION</u> http://biom.serv.univ-lyon1.fr/E2M2 M. Jean-Pierre FLANDROIS	M. Jean-Pierre FLANDROIS UMR 5558 Biométrie et Biologie Evolutive Equipe Dynamique des Populations Bactériennes Faculté de Médecine Lyon-Sud Laboratoire de Bactériologie BP 1269600 OULLINS Tél : 04.78.86.31.50 Fax 04 72 43 13 88 E2m2@biom.serv.univ-lyon1.fr
EDIIS	<u>INFORMATIQUE ET INFORMATION POUR LA SOCIETE</u> http://www.insa-lyon.fr/ediis M. Lionel BRUNIE	M. Lionel BRUNIE INSA DE LYON EDIIS Bâtiment Blaise Pascal 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43.60.55 Fax 04 72 43 60 71 ediis@insa-lyon.fr
EDISS	<u>INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE</u> http://www.ibcp.fr/ediss M. Alain Jean COZZONE	M. Alain Jean COZZONE IBCP (UCBL1) 7 passage du Vercors 69367 LYON Cedex 07 Tél : 04.72.72.26.75 Fax : 04 72 72 26 01 cozzone@ibcp.fr
	<u>MATERIAUX DE LYON</u> http://www.ec-lyon.fr/sites/edml M. Jacques JOSEPH	M. Jacques JOSEPH Ecole Centrale de Lyon Bât F7 Lab. Sciences et Techniques des Matériaux et des Surfaces 36 Avenue Guy de Collongue BP 163 69131 ECULLY Cedex Tél : 04.72.18.62.51 Fax 04 72 18 60 90 Jacques.Joseph@ec-lyon.fr
Math IF	<u>MATHEMATIQUES ET INFORMATIQUE FONDAMENTALE</u> http://www.ens-lyon.fr/MathIS M. Franck WAGNER	M. Franck WAGNER Université Claude Bernard Lyon 1 Institut Girard Desargues UMR 5028 MATHEMATIQUES Bâtiment Doyen Jean Braconnier Bureau 101 Bis, 1 ^{er} étage 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43.27.86 Fax : 04 72 43 16 87 wagner@desargues.univ-lyon1.fr
MEGA	<u>MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE</u> http://www.lmfa.ec-lyon.fr/autres/MEGA/index.html M. François SIDOROFF	M. François SIDOROFF Ecole Centrale de Lyon Lab. Tribologie et Dynamique des Systèmes Bât G8 36 avenue Guy de Collongue BP 163 69131 ECULLY Cedex Tél : 04.72.18.62.14 Fax : 04 72 18 65 37 Francois.Sidoroff@ec-lyon.fr

A mon père.

Remerciements

En premier lieu, je tiens évident à remercier messieurs Michel Fayet et Jean-Pierre Verriest, mes 2 co-directeurs de thèse. Leur encadrement scientifique, et surtout leurs qualités humaines, furent déterminants pour le bon déroulement de ce travail. Un grand merci aussi à Didier Lévêque, qui a encadré ce travail du point de vue industriel. Sa confiance et sa disponibilité m'ont été précieuses.

Je tiens aussi à remercier particulièrement messieurs Bernard Espiau et Jean-Pierre Mariot, pour le temps qu'ils ont consacré à la lecture critique de cet ouvrage. De même, je remercie messieurs Jean-Claude André, Manuel Pereira et Louis-Marie Cléon pour leur participation au jury.

De nombreuses personnes m'ont gracieusement aidé et soutenu au cours de cette thèse. Je les en remercie. En m'excusant d'avance auprès de ceux que j'oublie, je tiens à citer monsieur François Barral, pour sa disponibilité et la mise à disposition du logiciel Simpack[®], monsieur Kleniewski qui m'a permis d'accéder à ses dossiers d'expertise d'accidents ferroviaires, ainsi que monsieur Gaudin pour son aide matérielle lors de la partie expérimentale de cette étude. Un mot aussi pour l'ensemble des personnes que j'ai croisé au cours de ces dernières années que ce soit dans les différents projets européens ou nationaux, dans le cadre de la plate-forme intégratrice "Transports Guidés" ou à la SNCF.

Je pense aussi à toutes les personnes que j'ai abondamment sollicitées au long des 3 années et demie. Ce travail doit énormément à leur disponibilité. Un merci tout particulier donc à Laurence Chèze, Raphaël Dumas et Xugwang Wang. Merci aussi à George Beurier (désolé pour ANGO...), Marie-Christine Chevalier pour tout le travail effectué dans le domaine des transports guidés (désolé pour Safeinterior...), et Murielle Bourdin. Merci aussi à Thierry Quesnel. Même si nos rapports furent quelque peu "orangeux", ils ont été extrêmement enrichissants.

Ce travail n'aurait pas pu se faire sans l'ensemble du personnel du laboratoire. Je pense notamment à toute l'équipe qui m'a permis d'en réaliser la partie expérimentale. Un grand merci (dans le désordre) à Alain, Gérard, Marcel (et son café du matin), Yves, Monsieur Claude, Jeannot, Pierrot, Alain et ses réparations de vélo en tout

genre, Richard dépannages express, René (grands souvenirs de ta charcuterie !), Sophie, Jean-Luc et Patrick.

Il faut aussi noter que si ce texte est lisible, c'est essentiellement grâce aux corrections "pour faire plus classe" de mes 2 relectrices de luxe. Un merci tout particulier donc à ma mère et ma sœur pour leur patience et leur ardeur face à la tâche. Désolé de vous avoir infligé ça !

Pour revenir au laboratoire, un grand merci à toutes les personnes qui ont su me supporter avec bonne humeur au cours de ces années. Je pense à Marc, Fabienne (un jour je saurais remplir un ordre de mission, promis!), l'ensemble du secrétariat et de l'équipe de chercheurs. Merci aussi à l'ensemble de l'équipe "dynamique de la locomotion et conception mécanique" (Lionel, Isa, Arnaud, Phillipe, JP, et tous les autres). Une pensée aussi pour les étudiants que j'ai encadrés au cours de ces 3 dernières années (Guillaume, Rowan et Elodie).

Je souhaite aussi remercier les sujets qui ont accepté de participer aux expérimentations effectuées dans cette thèse. J'espère que vous n'en serez pas trop traumatisés. Une pensée toute particulière à tous les "cobayes" du laboratoire, grâce à qui j'ai pu mettre en place la manip'. Ce ne fut pas toujours de tout repos... Désolé! Je m'excuse tout particulièrement auprès de Clément pour les frayeurs que nous t'avons provoquées. En tout cas, tu es toujours le détenteur du record du labo en terme d'accélération (et pour longtemps à mon avis) !

Si ces années passées à l'INRETS furent agréables, cela doit évidemment à l'ensemble des personnes que j'y ai côtoyé. Je pense particulièrement à Julien, Gilles, Barbara, Nathalie, Sabinne, Michel (et ses gambas marinées à 1 heure du mat'), Nico, Adriana, Clém' et Clém', Sonia (à double titre), Michael, Fabien, Stéphane, Xavier et son sert tête, François, Elodie, Audrey, Julien, Ay joder Fernando, Nico, Nono et tous les autres... Je crains que vous n'ayez plus contribué à la bonne humeur des ces années qu'à l'avancement de ma thèse... De même, il est important de signaler que ce travail ne doit rien – bien au contraire - aux sorties escalade les soirs de semaine, aux blogs de Sylvain et Julie ou Nico, aux siestes dans l'herbe à midi, aux terrasses de la place Sathoney ou à la cafetière dans le bureau de François...

Enfin, merci et désolé à tous ceux que j'oublie et qui m'ont apporté au cours de ces années, tant au niveau personnel que professionnel.

Sommaire

Remerciments	11
Sommaire	13
Chapitre 1 - Position du problème	19
1/ Contexte de l'étude	20
2/ Constat sociétal : la nécessité d'améliorer la protection des passagers debout dans les transports en commun	21
2.1 Etude accidentologique	21
2.2 Un problème qui risque de devenir de plus en plus préoccupant	25
2.3 Bilan	28
3/ Constat scientifique : peu d'informations pertinentes	30
3.1 Une situation nouvelle et peu étudiée	30
3.2 Le maintien de l'équilibre debout : une littérature abondante mais peu de données pertinentes pour cette étude	31
3.3 Bilan	38
4/ Conséquences pour cette étude	39
4.1 Comment traiter le problème du passager debout	39
4.2 Objectifs de ce travail	40
4.3 Organisation du document	41
Chapitre 2 - Protocole expérimental	43
1/ Introduction	44
2/ Création de la perturbation	45
2.1 Principe général	45
2.2 Matériels utilisés	46
3/ Situations expérimentales	48
3.1 Perturbations	48

3.2	Positions des volontaires et dispositifs de maintien	49
3.3	Contraintes	51
3.4	Listes des essais	51
4/	Mesures	53
4.1	Anthropométrie	53
4.2	Mesures du mouvement volontaire	53
4.3	Mesures dynamiques	55
4.4	Fusion des données cinématiques et dynamiques	56
4.5	Données subjectives	58
5/	Population d'étude	59
5.1	Nombres de sujets	59
5.2	Groupe de population	59
6/	Préparation des sujets	60
6.1	Préparation	60
6.2	Informations et consignes données aux sujets	60
6.3	Effet de surprise	60
6.4	Dispositif de retenue	61
7/	Spécificités des essais biomédicaux sur l'être humain	63
8/	Bilan sur le protocole	65

Chapitre 3 - Premières analyses des résultats de l'expérience

67

1/	Introduction	68
2/	Commentaires sur l'expérience	69
2.1	Perception globale de l'expérience	69
2.2	Utilisation des transports en commun par les sujets	70
2.3	Analyse visuelle des mouvements de rattrapage d'équilibre	72
3/	Sensations ressenties par les sujets pour les différentes situations expérimentales	75
3.1	Données	75
3.2	Analyse statistique	76
3.3	Discussion	81
4/	Temps de réaction des sujets	84
4.1	Méthode	84
4.2	Résultats	88
4.3	Analyse statistique	89
4.4	Discussion	91
5/	Conclusion	94

Chapitre 4 - Reconstruction du mouvement	97
1/ Introduction	98
2/ Les grands principes de la reconstruction de mouvement	99
2.1 La mesure du mouvement	99
2.2 Détermination du mouvement à partir de la mesure de position de marqueurs	102
3/ Utilisation d'un modèle cinématique	106
3.1 Conséquences de l'utilisation d'un modèle cinématique a priori	106
3.2 Le modèle cinématique utilisé	108
3.3 Adaptation du modèle pour chaque sujet	113
4/ Algorithme de reconstruction du mouvement	116
4.1 Discussion sur le choix de l'algorithme	116
4.2 Algorithme d'optimisation semi-globale mis en œuvre	119
4.3 Exemple de résultats	125
5/ Evaluation de la qualité de la reconstruction des mouvements	128
5.1 Analyse directe des résultats	128
5.2 Origine des erreurs constatées	138
5.3 Sensibilité des résultats aux perturbations	142
6/ Bilan sur la méthode de reconstruction utilisée	147
6.1 Robustesse	147
6.2 Dimensionnement	147
6.3 Possibilité d'exploitation des mouvements reconstruits	148
Chapitre 5 - Analyse cinématique du rattrapage d'équilibre	149
1/ Introduction	150
2/ Méthode de simplification du problème	151
2.1 Approche envisagée : la simplification du problème	151
2.2 Le modèle cinématique simplifié	152
2.3 Regroupement des mouvements en stratégies	158
2.4 Segmentation	169
3/ Résultats et discussion	175
3.1 Les phases du rattrapage d'équilibre	175
3.2 Influence des paramètres	181
3.3 Vers un modèle prédictif	187
4/ Conclusion	193
Chapitre 6 - Calcul des efforts intersegmentaires	195
1/ Introduction	196
2/ Choix de la méthode de calcul	198
2.1 Position du problème	198

2.2	Approche récursive ou approche globale	199
2.3	Choix du formalisme utilisé	204
2.4	Application au corps humain	208
3/	1^{ère} étape : la mise en œuvre classique n'est pas satisfaisante	214
3.1	Mise en œuvre classique	214
3.2	Des résultats cohérents mais peu satisfaisants	219
3.3	Recherche des points à améliorer : analyse de sensibilité	221
4/	2^{ème} étape : améliorations	224
4.1	Détermination des propriétés inertielles	224
4.2	Dérivation des données cinématiques	230
4.3	Résultats	239
5/	3^{ème} étape : traitement du bruit	243
5.1	Position du problème	243
5.2	Recherche de l'origine du bruit	244
5.3	Un traitement adapté permet d'obtenir des résultats cohérents	250
6/	Les résultats sont ils exploitables ?	254
6.1	Comparaison avec les données de la littérature	254
6.2	Un facteur discriminant pour les stratégies cinématiques de rattrapage	258
6.3	Les résultats ne sont pas valides pour la dynamique directe	259
7/	Conclusion	263
Chapitre 7 - Conclusion générale et perspectives		265
1/	Principaux résultats	266
1.1	Résultats méthodologiques	266
1.2	Résultats concernant le rattrapage d'équilibre	267
2/	Perspectives	269
2.1	Expérimentations	269
2.2	Traitement des données	270
2.3	Prédiction du risque d'impact entre le sujet et l'environnement	270
3/	Bilan	272
Bibliographie		273
Annexes		291
1/	Tableau récapitulatif des données accidentologiques prises en compte	292
2/	Extrait d'appel d'offre matériel de la SNCF	296
3/	Informations sur le texte de loi Huriet-Sérusclat	298
4/	Documents d'information remis aux sujets	302
5/	Questionnaires à remplir par les sujets	304

6/	Description du modèle cinématique du mannequin numérique Man3D308	
7/	Repères de la dynamique inverse	314
8/	Analyse de sensibilité de la méthode de reconstruction de mouvements	316
8.1	Mouvements étudiés	316
8.2	Variation des données entrées	316
8.3	Variables de sortie analysées	318
8.4	Résultats	321
9/	Rappels de cinématique et dynamique avec les opérateurs homogènes	327
9.1	Paramétrage : L'opérateur homogène	327
9.2	Modèle cinématique	328
9.3	Modèle dynamique inverse	329
9.4	Algorithme récursif de Newton-Euler	331
10/	Analyse de sensibilité du calcul des forces et moments articulaires	333
10.1	Méthode	333
10.2	Résultats	336
10.3	Principaux points à améliorer	339

Chapitre 1 -

Position du problème

1/ Contexte de l'étude	20
2/ Constat sociétal : la nécessité d'améliorer la protection des passagers debout de transport en commun	21
2.1 Etude accidentologique	21
2.2 Un problème qui risque de devenir de plus en plus préoccupant	25
3/ Constat scientifique : le rattrapage d'équilibre perturbé est mal défini	30
3.1 Une situation nouvelle et peu étudiée	30
3.2 Le maintien de l'équilibre debout : une littérature abondante mais peu de données pertinentes pour cette étude	31
4/ Conséquences pour cette étude	39
4.1 Comment traiter le problème du passager debout	39
4.2 Objectifs de ce travail	40
4.3 Organisation du document	41

1/ Contexte de l'étude

Cette étude est partie du projet européen Safetram, consacré à la sécurité passive des trains périurbains légers. Dans ce projet, une étude accidentologique [PER 01] a mis en évidence le problème des risques de blessures des passagers debout. Il a donc été décidé d'inclure ce thème à l'intérieur du projet et d'y consacrer une tâche spécifique (tâche 6.2).

La SNCF, profitant de son savoir faire dans le domaine de la biomécanique des passagers (ou conducteur) de train assis, et souhaitant pousser un peu plus les réflexions sur les passagers debout, s'est chargée de ce travail et a décidé de mettre en place un sujet de thèse. Cela a abouti à une convention CIFRE passée avec le Laboratoire de Biomécanique et de Modélisation Humaine (LBMH) de l'INRETS et l'équipe de Mécanique Générale du Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides (LaMCoS) de l'INSA⁴ de Lyon.

Le thème général de ce travail est l'amélioration de la protection des passagers debout des transports en commun guidés.

La suite de ce chapitre décrit comment, à partir de cette thématique, l'analyse des contextes sociétal et scientifique nous a permis de définir plus clairement la problématique de cette étude.

⁴ Institut National des Sciences Appliquées

2/ Constat sociétal : la nécessité d'améliorer la protection des passagers debout dans les transports en commun

La question de la sécurité des passagers debout est à l'origine de ce travail. La première étape a donc consisté à cerner un peu plus en détails ce problème. Une analyse des données accidentologiques pertinentes permet de mettre en évidence l'importance du risque de blessures pour les passagers debout, suite à des événements mineurs mais fréquents. De plus, d'autres éléments (évolution des transports en commun, vieillissement de la population, textes règlementaires) permettent de penser que la question de la sécurité des passagers debout risque de devenir de plus en plus problématique.

2.1 Etude accidentologique

Dans un premier temps, une analyse des données accidentologiques a été effectuée dans le but d'obtenir des informations sur les risques de blessures pour les passagers de transports en commun guidés. Peu de données se sont avérées pertinentes. Malgré cela, il est possible de cerner un peu mieux quels types d'incidents sont les plus critiques, quelles en sont les conséquences, et quelles en sont les principales victimes.

2.1.1 Données

⇒ *La difficulté à obtenir des données pertinentes*

Le problème des chutes de personnes dans les transports en commun guidés n'a été sérieusement pris en compte que très récemment. Ainsi, il existe très peu de données pertinentes sur ce sujet.

De fait, nous avons essayé d'aborder ce problème soit du point de vue de la sécurité des transports ferroviaires soit du point de vue des chutes de plain pied. Cependant, dans les 2 cas, les données ne sont généralement pas pertinentes pour cette étude. En effet les données sur la sécurité des transports ferroviaires (e.g. base de donnée eurostat⁵) ne concernent essentiellement que les trains interurbains. La dernière publication d'eurostat à ce sujet est représentative [PAS 06]. Or la problématique de la sécurité des passagers dans les trains interurbains est tout à fait différente de celles des transports en commun urbains : sites propres, peu d'arrêts, minorité de passagers debout, etc. Concernant les chutes de plain pied, les cas étudiés sont généralement trop éloignés de la réalité des transport en commun pour être exploitables : chutes de personnes âgées ([EAS 01], [LOC 05], etc.) ou accidents du travail ([LEC 04] par exemple).

Une autre difficulté majeure vient du fait qu'une partie des événements qui nous intéressent dans cette étude sont de faible amplitude. Les conséquences peuvent être

⁵ Office statistique des Communautés européennes

difficilement identifiables, car non déclarées ou masquées : blessures très légères, gêne, voire non utilisation. Ces données sont donc extrêmement difficiles à recenser. Cela demande la mise en place d'outils spécifiques. La plupart des études accidentologiques ne sont pas adaptées à cela. Elles ne considèrent généralement que les événements sérieux, au cours desquels des personnes ont été tuées ou sévèrement blessées. Cela exclut une part plus ou moins importante des données pertinentes pour cette étude.

Enfin, une lacune importante vient du fait qu'aucun incident ayant engendré des blessures légères n'a été suffisamment bien décrit : perturbation, position des personnes avant la perturbation, position des éventuels impacts secondaires, nature des blessures engendrées, etc. Ainsi, il n'est pas possible de comparer les résultats de cette étude, notamment les résultats expérimentaux, avec une situation réelle de référence.

Une tentative a été faite pour exploiter les informations issues de dossiers d'expertises judiciaires. Grâce à M. Kleniewski, expert auprès de la Cour de Cassation et de la Cour d'Appel de Paris, nous avons pu analyser les dossiers de plusieurs incidents pour lesquels les tribunaux de grande instance ont eu recours à une expertise. Ces dossiers contiennent notamment les procès verbaux effectués par les officiers de police judiciaire. Plusieurs cas pour lesquels des personnes ont été légèrement blessées se sont avérés pertinents pour notre étude. Cependant, pour ce type d'affaires où les blessures sont mineures, l'enquête judiciaire est principalement orientée vers la recherche des causes primaires de l'incident (y a-t-il eu faute de l'exploitant, du/des conducteurs, etc.). Ces informations ne permettent pas de faire ressortir de manière claire les causes des blessures des personnes impliquées.

Il serait cependant intéressant de poursuivre dans cette voie, par une collaboration approfondie avec les services en contact avec ce type d'incident (services judiciaires, services d'intervention, services de soins). Cela permettrait d'obtenir des renseignements suffisamment précis sur quelques incidents pour pouvoir s'en servir de références.

⇒ *Les données prises en compte*

Malgré ces difficultés, il existe un certain nombre de données pertinentes et exploitables. Le tableau récapitulatif en annexe (cf. 1/Tableau récapitulatif des données accidentologiques prises en compte page 292) recense les différentes sources d'informations prises en compte dans cette étude.

La principale étude [PER 01] concerne spécifiquement le problème de la sécurité passive des systèmes ferrés urbains. Elle a été menée dans le cadre du projet européen Safetram, à la base de ce travail de thèse. Vingt et un opérateurs ont participé à cette étude. Cela représente environ 1/3 de la longueur totale des réseaux européens. Près de 59 000 accidents, soit 7 600 blessures, ont été rapportés sur une période de 10 ans. Cette étude est l'une des très rares sources de données pertinentes sur les risques de blessures pour les passagers dans les transports guidés urbains. Elle n'est cependant pas rendue publique pour respecter la confidentialité des opérateurs ayant répondu.

D'autres sources de données, moins spécifiques mais publiques, ont été prises en compte (cf. tableau en annexe page 292). Parmi celles-ci, 3 études ([MUL 93], [BEN 00], [KIR 01]) n'ont pas pu être directement consultées (rapports non publics ou non traduits en anglais). Cependant, nous avons choisi de prendre en compte les données de ces études citées par ailleurs (notamment [KIR 03], [HAL 05] et [DEG 97]).

Les données utilisées sont très diverses. Elles diffèrent selon le type de véhicule pris en compte, la méthode de recueil des données, les informations recueillies, la taille des échantillons, etc. :

- véhicules pris en compte : essentiellement des bus urbains et suburbains, sauf pour Mulder [MUL 93] qui prend en compte l'ensemble des transports en commun hollandais et le BTS⁶ [BTS 00] qui publie des chiffres spécifiques aux véhicules ferroviaires légers (Light Rail Vehicles - LRV).
- recueil des données : données rapportées par les exploitants ([BTS 00], [KIR 03]), ou recueillies dans les services d'urgence hospitaliers ([HAL 05], [BJO 05]).
- taille des échantillons : la taille des échantillons varie énormément. Les études les plus ciblées n'ont que très peu de données (120 cas pour [HAL 05], 284 pour [BJO 05]) par rapport aux études beaucoup plus larges telles que [BTS 00] (44 000 incidents recensés pour les bus et 1 300 pour les LRV).
- origine des données : les origines de ces données sont très diverses : ensemble du territoire américain [BTS 00], région rurale suédoise [BJO 05], territoire israélien [HAL 05], etc.
- type de données recueillies : la donnée systématiquement renseignée est la proportion de blessures qui ne sont pas dues à une collision du véhicule. Cependant, le niveau de sévérité à partir duquel une blessure est recensée varie ($AIS^7 \geq 1$ pour [BJO 05], $AIS \geq 3$ pour [KIR 01]) selon les études. Certaines études renseignent aussi de manière plus précise sur le type de personnes touchées, la sévérité des blessures, leur localisation, etc.

Ainsi, il existe une grande diversité dans les données prises en compte dans cette étude. Ceci est la conséquence de l'absence de données accidentologiques spécifiques au problème étudié (les risques pour les passagers de transports en commun urbain guidés). Ces données devront donc être interprétées et non prises telles quelles.

2.1.2 Conclusions tirées de ces études

Plusieurs informations peuvent être extraites des données prises en compte.

⇒ *Le problème principal : les incidents peu sévères mais fréquents*

Tout d'abord, il apparaît qu'**une part très importante des blessures intervient sans qu'il y ait de collision**. Ce chiffre varie entre 22% et 75% selon les études. Le chiffre

⁶ Bureau of Transportation Statistics (BTS) - Research and Innovative Technology Administration (RITA) - United States Department of Transportation, <http://www.bts.gov/>.

⁷ AIS : Abbreviated Injury Scale

de 22% provient de l'étude de Pereira et al., qui prend en compte l'ensemble des personnes touchées (passagers et personnes extérieures au véhicule). Il minore donc le risque de blessure sans collision pour les passagers. Plus précisément, Halpern et al. attribuent 50% des blessures sans collision à des accélérations/décélérations brutales (contre 7% seulement lors de virage), et Bende relève que 70% des blessures sans collisions sont dues à un freinage d'urgence.

Ces informations confirment les résultats de l'analyse de risque menée par Pereira et al. Le niveau de risque est défini par croisement de la probabilité d'un incident avec la sévérité de ses conséquences. Cela permet de mettre en évidence quels types d'incidents doivent être éliminés en priorité. Il ressort que les scénarios les plus problématiques pour les passagers ("niveau de risque à éliminer") concernent une très faible proportion (0,2%) des chocs avec véhicules légers, et une partie (3,7%) des incidents sans collision. Plus significatifs, pour le niveau de risque inférieur ("tolérable mais à surveiller spécifiquement") les 2 scénarios concernant les passagers sont la très large majorité des incidents sans collision et des freinages d'urgence (respectivement 95% et 75%). Ceci amène les auteurs à conclure que **les incidents les plus problématiques sont les incidents peu sévères mais fréquents tels que les incidents sans collision et les freinages d'urgence.**

⇒ *Les passagers debout et les personnes âgées sont les plus exposés*

Les données accidentologiques font ressortir que **les passagers debout sont les plus exposés**. Kirk et al. relèvent que 39% des personnes blessées sans collision alors que le bus est en circulation se trouvaient debout. Ce chiffre est important si l'on considère que seules les blessures sévères ($AIS \geq 3$) ont été prises en compte dans cette étude. Pour Björnstig et al., qui prennent en compte l'ensemble des blessures, ce chiffre s'élève à 65%. Halpern et al. indiquent que 81% des personnes blessées sans collision étaient debout ou en mouvement dans le bus (respectivement 56% et 25%).

De plus, il apparaît que **les passagers blessés sont principalement des femmes âgées**. Pour Pereira et al. 54% des passagers touchés ont plus de 55 ans. Cela correspond aux données de Halpern et al. (56%) et à la répartition des blessés par tranche d'âge indiquée par Björnstig et al. Pour Bende, cette proportion s'élève même à 72%. Kirk et al. relèvent que 72% des personnes sévèrement blessées sont des femmes. Ce ratio est identique pour Björnstig (76%). Ces chiffres sont le reflet de 2 phénomènes : 1/une utilisation plus fréquente des transports en commun par les personnes âgées et de sexe féminin que par les autres groupes de population; 2/une vulnérabilité plus importante de ce type de personnes aux incidents peu sévères. Cependant la part de chacun de ces 2 phénomènes n'est pas clairement décrite.

⇒ *Types de blessures*

Concernant le type de blessures engendrées, il apparaît que celles-ci sont avant tout **des blessures légères** : Pereira et al. relèvent que sur les incidents engendrant des blessures la grande majorité n'ont que des conséquences légères (66% de score AIS 1 et 19% de score AIS 2). Ces proportions sont identiques pour Björnstig et al. qui indiquent que 67% des blessures sans collision lors du mouvement du bus ont des scores AIS de 1 et 31% des scores AIS de 2. Cependant, **ces blessures ont un coût élevé** puisque selon Björnstig et al. 57% des journées d'hospitalisation suite à une blessure dans un bus sont dues à un incident sans collision. De même, Halpern et al.

indiquent que 14 % des personnes ont dû être transférées des urgences vers un service hospitalier pour une durée de séjour de 2 jours et demi en moyenne. Il faut de plus rappeler que les personnes les plus sujettes à ce genre de blessures sont âgées. Les conséquences des blessures sont donc plus graves : une blessure de faible score AIS peut avoir des conséquences lourdes (exemple de la fracture du col du fémur). Ainsi, si les blessures engendrées dans les transports en commun sont généralement peu sévères, elles peuvent néanmoins avoir des conséquences importantes.

Remarque : On peut supposer qu'une partie des blessures ne sont pas prises en compte dans ces études. Il apparaît en effet que les conséquences sont, la plupart du temps, légères ($AIS \leq 1$). Les méthodes de recueil de données ne sont pas forcément bien adaptées à ce genre de blessures : il faut que l'opérateur soit mis au courant ou que la personne soit traitée dans un service d'urgences. Il est donc probable qu'une partie des blessures ne soit pas prise en compte. De même, la non-utilisation des transports en commun par des personnes vulnérables ou à mobilité réduites, du fait du risque de blessures, n'est pas prise en compte. Il serait très intéressant de mener une étude spécifique sur ce point précis, en s'appuyant par exemple sur les méthodes mise en œuvre pour les études d'inconfort.

Ces blessures sont essentiellement localisées sur la tête et les membres supérieurs et inférieurs des sujets. Halpern et al. indiquent que 33% des blessures concernent la tête, ce qui correspond aux données de Pereira et al. (28%) et de Björnstig (23%). La proportion de blessures concernant les membres est de 38% pour Pereira et al. (respectivement 20% et 18 % pour les membres supérieurs et inférieurs), 48% pour Börnstig et al. (respectivement 27% et 21%) et 29 % pour Halpern et al.

Les mécanismes de blessures sont principalement des chutes au sol ou un impact secondaire contre un élément intérieur du véhicule. Pereira et al. relèvent que le sol du véhicule est impliqué dans 40% des blessures sur passagers,. Pour les aménagements intérieurs (sièges, barres de maintien et cloisons), ce chiffre s'élève à 42%.

⇒ *Bilan : un scénario représentatif d'un cas critique*

Un exemple de scénario typique peut être extrait de ces données : une personne âgée debout dans un véhicule est déséquilibrée par un freinage brutal. En tentant de se rattraper, sa tête heurte une barre de maintien. Généralement ce scénario n'engendre pas de blessures sévères. Cependant sa fréquence et le type de personnes majoritairement concernées le rendent préoccupant.

2.2 Un problème qui risque de devenir de plus en plus préoccupant

L'étude accidentologique permet de faire ressortir que les déséquilibres des passagers debout sont un point critique pour la sécurité des transports en commun guidés. Or l'évolution actuelle des transports en commun, associée au fait que la réglementation est en retard sur la prise en compte du risque lié aux pertes d'équilibre des passagers, permet de penser que ce phénomène risque de s'aggraver.

2.2.1 L'évolution des transports en commun

L'évolution des moyens de transport collectif renforce le besoin de se pencher sur la sécurité des passagers, et notamment des passagers debout.

⇒ *De nouveaux véhicules*

En effet, de nouveaux types de véhicules périurbains hybrides sont en train d'apparaître : "tram-train", tramway suburbain, tramway régional...L'intérêt pour ce genre de système est croissant, et le nombre de projets et de réalisations de ce type augmente très rapidement : Sarrebruck, Mulhouse, Strasbourg, Lille, Bordeaux, Nantes, Lyon, etc. sont concernées ([MEY 03] ou [CHL 03] par exemple).

Ces véhicules ont la particularité de devoir non seulement se déplacer en site propre à l'extérieur des villes (lignes SNCF notamment) mais aussi en milieu urbain, souvent au milieu de la circulation. Ceci entraîne de nouvelles situations réclamant une redéfinition de la sécurité, qu'elle soit active (infrastructures, signalisations...) ou passive (structures, aménagement intérieurs...). Le principal problème vient des décélérations brutales (freinages d'urgence ou collisions légères) engendrées par un environnement urbain complexe, très différent de celui rencontré en site propre. Il est donc nécessaire de se préoccuper des conséquences que cela engendre, notamment pour la sécurité des passagers debout, qui sont les plus exposés en cas de décélération brutale.

⇒ *Des passagers plus vulnérables*

De plus, il faut noter que les nouveaux aménagements intérieurs de véhicules de transport collectifs urbains ou périurbains (donc les plus susceptibles d'être soumis à des décélérations ou des collisions légères) intègrent de plus en plus le passager debout. La proportion de personnes debout dans le véhicule par rapport aux personnes assises est en forte augmentation.

De même, le vieillissement général de la population entraîne une augmentation de la moyenne d'âge des passagers potentiels de transport en commun.

Ainsi, le type de passagers le plus exposé aux risques de blessures (passagers debout et personnes âgées) est à l'heure actuelle en augmentation.

⇒ *Bilan*

Ainsi, les personnes vulnérables sont de plus en plus nombreuses dans des moyens de transport collectifs qui circulent dans des conditions nouvelles et délicates. Les scénarios jugés les plus pénalisants (brusque décélération, passagers debout) sont amenés à se produire de plus en plus fréquemment.

2.2.2 Un retard dans la prise en compte du phénomène

⇒ *Un phénomène pris en compte que très récemment*

La sécurité passive est un concept appliqué à la conception des automobiles depuis de nombreuses années. Plus récemment, elle est aussi devenue une préoccupation des constructeurs de matériel de transport en commun et des exploitants de réseaux de

transport et commence à être intégrée dès la phase de conception de nouveaux matériels.

Cependant, ces recherches se sont avant tout orientées vers l'étude de la structure du véhicule. Dans le domaine ferroviaire, l'aspect biomécanique est récent. Les premières études se sont naturellement orientées vers les situations les plus proches de celles de l'automobile : passagers assis, décélérations très violentes – crash (consortium COLFRONT⁸, projet de recherche R104 SNCF sur les TGV Duplex et Trains régionaux XTER, etc.).

Or, le problème du déséquilibre des passagers debout est complètement différent. Une approche nouvelle est nécessaire, la réaction des personnes ne pouvant notamment plus être négligée. Cela n'a été pris en compte que très récemment par les acteurs du monde ferroviaire. Il n'en reste pas moins qu'il y a à l'heure actuelle une véritable demande en la matière. Cela se traduit par exemple au travers du projet européen SAFEINTERIORS⁹, entièrement dédié à l'amélioration du design intérieur des trains et LRV¹⁰, et dont une partie concerne spécifiquement les problèmes des chutes des passagers suite à des perturbations de faibles amplitudes.

⇒ *Des textes règlementaires insuffisants*

Cette prise en compte tardive du phénomène se traduit par un retard des textes règlementaires sur le sujet. Jusqu'en décembre 2003, il n'existait aucune norme prenant en compte la sécurité des passagers, notamment debout, par rapport au risque de chutes ou de chocs secondaires avec l'aménagement du véhicule.

L'aménagement intérieur des véhicules n'est toujours pas règlementé par rapport à ce problème. Concernant les niveaux d'accélération tolérables pour les passagers, la prise en compte du risque de chute des passagers est laissée au seul bon vouloir de l'exploitant qui impose généralement des contraintes à ce sujet dans le cahier des charges des nouveaux matériels.

Nous avons par exemple interrogé¹¹ M. Bourillet à ce sujet, responsable de la division bus à la RATP. Il nous a confirmé que pour les bus, les seules spécifications sont émises par l'exploitant (la RATP) lors d'appels d'offres sur de nouveaux matériels (pas de réglementation) et concernent les accélérations et sursaccélération¹² longitudinales maximales (respectivement 1 m/s^2 et 1 m/s^3). Pour le freinage, aucun niveau maximum n'est imposé.

Concernant les trains, la SNCF impose dans ses appels d'offre un ensemble de critères visant à "déplacer les voyageurs dans des conditions de confort dynamique satisfaisant". Ces critères fixent des valeurs de Jerk et d'accélérations maximales dans différentes situations. Ces valeurs sont déterminées de manière empirique, et représentent un compromis entre le confort voyageur, la faisabilité, les besoins de l'exploitation, la protection du matériel, etc. Ces critères se retrouvent dans l'extrait

⁸ COLFRONT est un consortium mise en place de 1991 à 1997 parallèlement au projet européen BRITE EURAM n° BREUCT 90-0362 (SNA).

⁹ Train Interior Passive Safety for Europe, projet FP6 – 031260.

¹⁰ LRV : Light Rail Vehicle (e.g. tramway, train-tram, etc.).

¹¹ entretien téléphonique du 25.01.2005.

¹² dérivée temporelle de l'accélération, aussi couramment appelée Jerk.

d'appel d'offre placé dans l'annexe 2/ Extrait d'appel d'offre matériel de la SNCF page 296.

Cependant, pour les véhicules guidés urbains et périurbains, il existe un texte réglementaire depuis décembre 2003 [AFN 03]. Cette norme européenne "spécifie les exigences et performances pour le freinage des véhicules de transport urbain roulant avec roues fer ou sur pneus et guidés par rails ou tout autre système équivalent". Pour la première fois ce texte intègre les risques d'une décélération trop importante sur les passagers.

Le "freinage d'urgence" y est notamment défini comme un processus de "freinage dont le principal objectif est d'obtenir **un niveau de sécurité maximal pour les passagers**, le personnel et les non-utilisateurs du système ferroviaire (...). Le système de freinage d'urgence est capable d'arrêter le train (...) **avec des niveaux de décélération et de jerk compatibles avec la sécurité des passagers et du personnel.**"

Ainsi, 2 types d'exigences de performances sont définis :

- les exigences de performances *opérationnelles* qui définissent de manière classique la distance maximum d'arrêt du train.
- les exigences de performance *de confort* : associées au type de freinage (frein de service, freins d'urgence, frein de sécurité), elles indiquent pour chaque type de véhicules (LRV, métros à roulement fer, etc.) la décélération instantanée et la suraccélération moyennes maximales à ne pas dépasser.

Cela est intéressant et constitue un premier pas vers la prise en compte du problème de la sécurité des passagers par rapport au risque de chute ou de chocs secondaires avec l'aménagement du véhicule. Cependant, l'origine des valeurs maximales d'accélération et de décélération citées dans cette norme n'est pas précisée. On ne sait pas quels sont les critères qui ont permis de fixer ces valeurs. De plus, ces "exigences de performance de confort" ne sont pas contraignantes. En effet, il est clairement précisé que les valeurs imposées par la norme "peuvent être dépassées dans certaines circonstances notamment au moment de l'arrêt". En pratique, ces exigences ne semblent pas être prises en compte : dans des notes de calculs de freinage, antérieures à la norme que nous avons pu consulter, aucune référence n'est faite à ces exigences de performance de confort.

Ainsi, il apparaît clairement que le problème des risques de chute ou de chocs secondaires pour les passagers de transport en commun n'est pas encore suffisamment bien encadré au niveau législatif. La norme AFNOR de 2003 [AFN 03] représente un premier pas dans cette direction, mais n'est pas encore suffisante.

2.3 Bilan

Le risque de chute, et donc de blessures, est particulièrement important dans les transports en commun. Il concerne avant tout les passagers debout.

Ce risque devrait augmenter du fait : 1/ de l'évolution des matériels et de la population transportée; 2/ que ce problème n'est pas encore suffisamment bien encadré au niveau législatif.

L'amélioration de la sécurité du passager debout est donc un objectif primordial.

3/ Constat scientifique : peu d'informations pertinentes

La question des chutes de personnes dans les transports en commun est encore très peu étudiée. Dans le domaine de la protection des usagers de transport, qui est le domaine applicatif de cette étude, le problème du rattrapage d'équilibre des passagers debout n'a été que peu étudié. Les méthodes classiques de ce domaine ne sont plus adaptées à cette étude.

En revanche, une multitude d'études concernent la question du maintien de l'équilibre debout. Les principaux concepts de ce domaine seront rapidement décrits. Ces études restent cependant très difficilement applicables au problème des passagers de transport en commun.

3.1 Une situation nouvelle et peu étudiée

3.1.1 La protection des occupants : l'approche classique n'est pas satisfaisante

Historiquement, la question de la protection des occupants des moyens de transport a été envisagée pour des scénarii de crash. Dans de telles situations (accélérations importantes et de courtes durées), l'influence de la réaction des occupants peut être négligée. La plupart des études représentent donc les passagers par des mannequins inertes physiques (mannequin de chocs) ou numériques (modélisation éléments finis, multicorps, etc.). Le but principal de ces modèles est de déterminer le risque de blessure lié au choc secondaire entre le passager et son environnement.

Dans le cas des transports guidés, plusieurs études de ce type ont été menées. Généralement ces études concernent les passagers assis [MONg 94] ou le conducteur [CHEv 05]. Omino et el. [OMI 02] utilisent un modèle multicorps inerte pour représenter le risque de blessure encouru par l'ensemble des passagers d'un train, y compris les passagers debout. Cependant cette étude ne concerne que des cas de décélérations violentes, telle qu'une collision entre deux trains.

Ainsi, la prédiction du risque de blessures de personnes dues à un choc secondaire est une thématique de mieux en mieux maîtrisée.

Cependant, pour les perturbations faibles, ces méthodes ne sont plus directement applicables. La réaction des personnes suite à la perturbation n'est plus négligeable. Cette réaction modifie leur cinématique, et donc la position et les conditions d'un éventuel choc secondaire avec l'environnement. Les modèles inertes développés pour étudier les situations de chocs ne sont donc plus utilisables en l'état. Ce point sera repris dans la partie suivante (cf. 4.1/ Comment traiter le problème du passager debout page 39).

3.1.2 Les chutes dans les transports en commun : un problème peu étudié

Très peu d'études se penchent sur le problème des chutes de personnes en prenant en compte les spécificité des transports en commun : position des sujets, maintiens, profils de décélération rencontrés...

Au plan expérimental, les études de Burkhard [BUR 02] et de De Graaf et Van Weperen [DEG 97] méritent l'attention.

Burkhard a réalisé des essais dans un bus dont le conducteur effectuait des manœuvres brutales de freinage [BUR 02]. Des volontaires étaient placés dans le bus de face et dans trois configurations : debout sans appui, se tenant à une barre et assis. Les seules mesures sont les niveaux d'accélération maximum et le ressenti des personnes concernant la difficulté à retrouver leur équilibre. Ce n'est que très partiel mais cela donne tout de même des ordres de grandeur intéressants.

De Graaf et Van Weperen soumettent des sujets debout sur un tapis roulant à de soudaines décélérations (les profils des perturbations sont disponibles) orientées dans trois directions (face, dos ou profil) [DEG 97]. On peut constater que la limite d'équilibre se situe bien en dessous des décélérations classiques mesurées dans différents modes de transport (métro, tram et bus). La principale différence entre les profils expérimentaux et réels est la dérivée temporelle de l'accélération, appelée jerk ou suraccélération, plus faible dans les profils réels mesurés que dans ceux appliqués aux volontaires. Le jerk apparaît donc bien comme une variable déterminante dans la perte d'équilibre. Cela est confirmé par une série d'expériences menées sur le tapis roulant, avec un niveau d'accélération constant et différents jerks.

Ces 2 études sont intéressantes. Elles caractérisent le risque de perte d'équilibre par rapport à des perturbations représentatives. Cependant elles ne renseignent pas sur la cinématique du rattrapage et donc sur les conséquences des déséquilibres induits.

Dans le cadre du projet Safetram, une étude prospective sur la réaction des passagers debout suite à une perturbation a été menée par le MIRA¹³ (laboratoire de tests anglais) [MOR 04]. Les constats faits sur les lacunes existantes et la manière d'approcher le problème sont en accords avec ceux présentés dans cette thèse. La partie expérimentale n'est que très partielle. Cependant, elle est pertinente par rapport aux problématiques spécifiques au transport. Les résultats ne sont donc pas exploitables directement, mais les ordres de grandeurs sont intéressants.

3.2 Le maintien de l'équilibre debout : une littérature abondante mais peu de données pertinentes pour cette étude

Il existe un grand nombre d'études sur l'équilibre postural (équilibre non perturbé). A titre d'exemple, on peut citer la revue de Winter [WIN 95]. C'est un domaine qui est étudié depuis fort longtemps, comme l'attestent les travaux précurseurs de Longet [LON 61] et Vierordt [VIE 87] à la fin du 19^{ième} siècle, et qui commence à être bien connu.

Le problème de l'équilibre perturbé est un domaine d'étude beaucoup plus récent, et donc moins bien connu. De nombreuses questions sont l'objet de débats et il n'y a pas encore de vue globale et consensuelle sur le sujet. La plupart des travaux sont expérimentaux et les résultats de ces études descriptives sont en discussion (pas de références véritables sur le sujet). Parallèlement, les premiers modèles simulant le

¹³ laboratoire de test anglais (<http://www.mira.co.uk/index.htm>)

maintien et le rattrapage d'équilibre commencent à apparaître, essentiellement dans le domaine de la robotique (contrôle de robots bipède par exemple).

3.2.1 La diversité de situations expérimentales rencontrées dans la littérature

Un grand nombre d'études expérimentales ont été menées s'attachant à décrire les phénomènes mis en jeu dans le rattrapage d'un équilibre. Cependant celles-ci sont rarement exploitables dans le cadre de cette étude.

L'une des principales difficultés vient de l'absence de protocole de test standard. Différentes méthodes de perturbation de l'équilibre coexistent : mouvement de la surface d'appui ([BOT 01], [RUN 99], etc.), lâcher de sujets en position instable ([DO 82], [HSI 99], etc.), applications de couples sur le pelvis [MAT 01] ou d'efforts sur les épaules [RIE 99], tests in situ ([DEG 97], [MOR 04]), etc.

Dans le cas qui nous intéresse (mouvement de la surface d'appui), les perturbations appliquées sont souvent peu ou mal définies. En effet, l'évolution temporelle de l'accélération, bien qu'indispensable pour caractériser la perturbation, est rarement indiquée. De plus, lorsque l'ensemble du profil d'accélération est donné, il apparaît que les perturbations appliquées sont très différentes d'une étude à l'autre.

De même, les consignes données aux sujets varient entre les études (position initiale imposée ou non, réaction naturelle [McI 95] ou résistance maximale à la perturbation [HEN 98], etc.).

Cette diversité peut s'expliquer par le fait : 1/ que ce domaine est extrêmement pluridisciplinaire (chaque discipline ayant ses techniques et objectifs propres); 2/ que ces études s'attachent plus à décrire les principaux phénomènes du rattrapage d'équilibre qu'à les modéliser. En conséquence, il est difficile de comparer les résultats entre les études, et quasiment impossible de les appliquer à notre problème.

Ce point est d'autant plus critique que les situations étudiées dans la littérature sont souvent très éloignées des situations rencontrées dans les transports en commun. Les principaux problèmes sont :

- les profils d'accélération : ils sont très rarement mentionnés. De plus, dans la plupart des cas, ils ne sont pas représentatifs des perturbations réelles rencontrées dans la vie courante, notamment de ce que l'on peut subir dans les transports en commun guidés. Ceci est principalement dû au fait que la plupart des dispositifs expérimentaux utilisés jusqu'à présent (essentiellement des plates-formes montées sur vérins hydrauliques, de course relativement faible) ne permettent pas d'obtenir les signaux voulus de manière répétable.
- les dispositifs de maintien : presque toutes ces études ne considèrent que l'appui des pieds au sol. Seules 2 d'entre elles abordent l'influence d'un appui supplémentaire dans l'équilibre debout perturbé (en l'occurrence une barre [BUR 02] ou une rampe d'escalier [MAK 98]). Or, on sait que la plupart des passagers debout de transport en commun utilisent un appui supplémentaire. De même, McIlroy et Maki [McI 94a] montrent l'influence de l'environnement proche (ici la présence d'une barre de maintien devant les sujets) sur le rattrapage d'équilibre. Il y a donc une véritable lacune dans ce domaine.

Malgré la diversité des situations étudiées, et la difficulté qu'il y a à les comparer, il est possible d'en dégager un certain nombre d'informations globales. Les principaux concepts du rattrapage d'équilibre seront repris succinctement dans les paragraphes suivants.

3.2.2 Mise en œuvre de la réaction des sujets à la perturbation

⇒ *Différents types d'informations accessibles sur la réactivité*

La variété des données analysées est très grande. Cela va d'une simple description de la cinématique des personnes (e.g. pas de rattrapage ou non [DEG 97], [BRI 04], le repérage de phases caractéristiques [DO 82]), jusqu'au calcul des forces et moments mis en jeu dans les articulations ([ROM 88], [GU 96], [BOT 01], [PARs 04], etc.). Beaucoup d'études décrivent les mesures électromyographiques (EMG) faites sur les principaux muscles ([McI 95], [HEN 98], etc.). Cela permet de comprendre quels sont les principaux muscles concernés par le rattrapage, et de décrire l'historique de leur mise en action.

⇒ *Synthèse des résultats*

Il est difficile de faire une synthèse de tous ces résultats, étant données la diversité des situations et la quasi impossibilité de les comparer.

On peut toutefois insister sur :

- la rapidité de la mise en jeu des actionneurs (de l'ordre de 100 ms) [MAK 97];
- la diversité d'origine de ces couples (raideurs articulaires [RIE 99], musculaires, effets inertiels ou liés aux accélérations extérieures [BOT 01]...);
- l'organisation de la réaction est constante dans le temps (phase inerte, puis réponse automatique et éventuellement pas de rattrapage [DO 82]), mais la mise en œuvre de cette réaction est largement discutée (exemple de l'historique de la mise en action des différents muscles : du plus proche de la perturbation au plus éloigné [HOR 86] et [WIN 95], ou fonctionnelle [HEN 98]).

3.2.3 Les modèles de corps humain principalement utilisés

De nombreuses études font appel à une modélisation cinématique du corps humain pour quantifier la cinématique du rattrapage, et éventuellement calculer les efforts et moments intersegmentaires. Les modèles utilisés varient beaucoup selon l'importance de la perturbation appliquée et la complexité des mouvements observés. Ils restent cependant généralement très simplifiés et en 2 dimensions. La Figure 1-1 ci-dessous illustre ces principaux modèles.

Le modèle le plus simple consiste en un simple pendule inversé, posé sur un pied ([WIN 98], [PAI 97], etc.). Pour prendre en compte les stratégies de hanches, la plupart des auteurs ajoutent un segment et considèrent donc un double pendule inversé représentant le membre inférieur et un segment global "Head – Arms – Trunk" (HAT) ([PARs 04], [COL 06] par exemple). Ces 2 segments sont parfois subdivisés : la jambe et la cuisse peuvent être considérées ([HEN 01], [BOT 01], [RUN 99]), ou les bras pris en compte indépendamment du tronc ([FER 04]).

Quelques modèles plus complets ont été considérés. Par exemple Romick-Allen et Schultz [ROM 88] utilisent un modèle 2D à 12 segments. Enfin, l'étude de Rietdyk et al. est l'une des rares à prendre en compte un modèle 3D très complet du corps (14

segments) pour étudier les conséquences du déséquilibre induit par un impact sur le haut du corps [RIE 99]. Cependant, les mouvements étudiés sont essentiellement plans, et les déséquilibres induits sont peu importants.

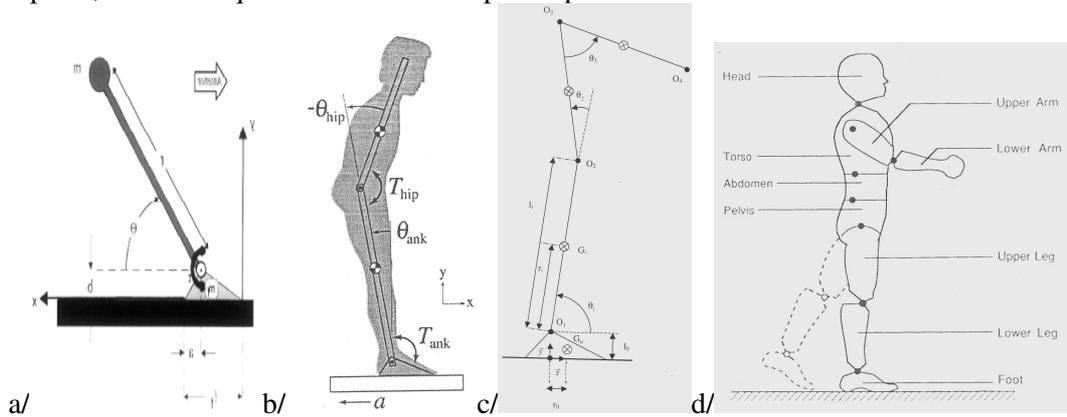


Figure 1-1 : différents modèles 2D issus de la littérature. a/ simple pendule + pied [PAI 97]; b/ double pendule + pied [PARs 04]; c/ double pendule et bras + pied [FER 04]; d/ modèle 12 segments [ROM 88].

La plupart de ces modèles sont donc des modèles très simples et en 2 dimensions. Quelques modèles plus complexes sont utilisés pour étudier des mouvements relativement simples. Dans le cadre de notre étude, ces modèles seront probablement trop limités. En effet, l'importance des perturbations considérées engendre des mouvements complexes. De plus, l'utilisation de dispositifs de maintien tels qu'une barre verticale entraîne une rotation du sujet autour de l'axe vertical. Les mouvements ne sont plus plans. Un modèle 3D complet du corps humain devra être mis en place. Des techniques spécifiques de reconstruction de mouvement et de calculs des forces et moments articulaires devront être appliquées pour l'étude de mouvements complexes avec ce modèle.

3.2.4 Stratégies de rattrapage

⇒ *Stratégies et synergies*

Dans la réponse à une perturbation, deux concepts cohabitent : la notion de stratégie et la notion de synergie [PER 94].

La synergie est une notion très ancienne, décrite dès 1899 par Babinski [BAB 99]. Elle définit la coordination automatique dans la mise en jeu des différents actionneurs : quels muscles sont mis en jeu, dans quel ordre sont-ils actionnés... Les synergies sont flexibles et adaptables.

La stratégie est le moyen utilisé pour atteindre un but. Cette notion est relativement récente dans le domaine de l'équilibration, puisqu'elle n'est apparue qu'à la fin des années 70, au travers des travaux de Nashner notamment ([NAS 77], [NAS 79], [NAS 85], etc.). Dans ce domaine plusieurs méthodes pour rétablir l'équilibre en fonction de la perturbation ont été décrites et sont présentées ci-dessous.

⇒ *Les 2 stratégies "classiques"...*

Deux stratégies de rattrapage d'équilibre debout se sont historiquement dégagées : une dite de "cheville", l'autre dite "de hanche". Ces 2 stratégies sont illustrées sur la Figure 1-2 ci-dessous.

La stratégie de cheville représente la rotation du corps autour des chevilles. Cette stratégie est mise en jeu lorsque les perturbations restent faibles. On peut la

considérer comme une extension des phénomènes qui régissent le contrôle postural. Elle a beaucoup été décrite, et on peut se reporter par exemple à la revue de Winter [WIN 95].

La stratégie de hanche représente la rotation du haut du corps autour de l'articulation de la hanche dans le plan sagittal ([HOR 86], [WIN 95], [GUI 03] ou [RUN 99] par exemple) et au transfert du poids d'une jambe à l'autre dans le plan médiolatéral ([RIE 99] par exemple). Elle ne devrait intervenir que dans le cas où la stratégie de cheville n'est pas suffisante, c'est-à-dire en cas de forte décélération ou de petite surface d'appui.

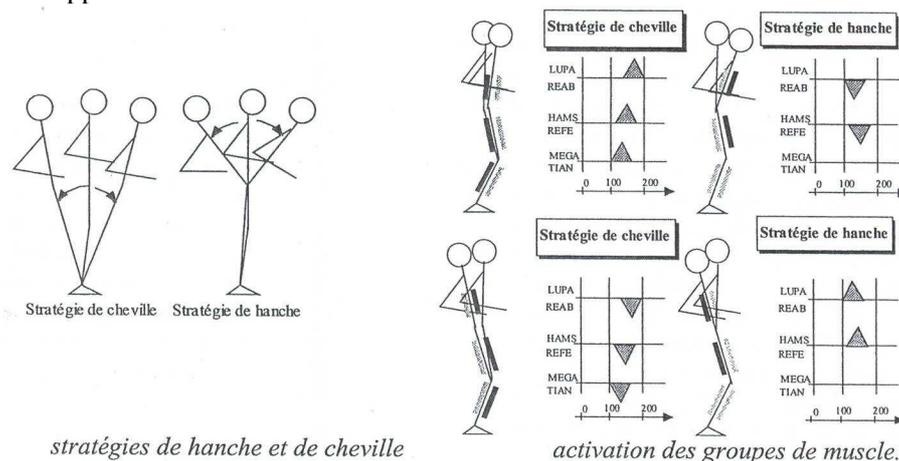


Figure 1-2 : stratégies de cheville et de hanche dans le plan A/P, d'après [GUI 03]

⇒ ... *mais pas suffisantes*

Aujourd'hui cette description, assez binaire, est considérée comme incomplète. Notamment, la stratégie de hanche ne serait pas une stratégie naturelle, mais serait plutôt induite par des conditions d'appui et des consignes particulières [MAK 97] : petites surfaces d'appui, consignes données au sujet de ne pas faire de pas de rattrapage, etc.

Ainsi de nombreuses autres stratégies ont une place au moins aussi importante que la stratégie de hanche en cas de fortes perturbations : pas de rattrapage ([MAK 96], [MAK 97], [DO 82], [DO 99], [HSI 99] par exemple), prise d'appui supplémentaire avec les membre supérieurs ([MAK 97], [KIMj 03]), mouvement des bras pour se rééquilibrer ([McI 94a], [McI 95], [FER 04]), conservation du tronc vertical ([RIE 99]), etc.

Enfin, ces descriptions considèrent uniquement l'équilibre debout, sans appuis. Or, à notre connaissance, seules de très rares études se sont penchées sur le rattrapage d'équilibre avec appuis [MAK 98]. De même, bien que McIlroy et Maki aient démontré l'influence de l'environnement proche sur le rattrapage [McI 94a], celle-ci n'a presque pas été étudiée. Il y a donc une véritable lacune dans ce domaine.

3.2.5 Limite de perte d'équilibre

⇒ *La limite de perte d'équilibre est mal définie*

Un premier problème se pose : sachant que la posture debout est un équilibre fortement instable, comment caractériser la "perte d'équilibre" ? Plusieurs définitions se retrouvent dans la littérature. La plus fréquente correspond à la nécessité de

modifier ses appuis pour conserver son équilibre : pas de rattrapage, prise d'appui supplémentaires avec les membres supérieurs, etc. Certaines études considèrent qu'un large mouvement des bras [DEG 97] ou la nécessité d'interrompre son activité [BRI 04] sont des caractéristiques d'une perte d'équilibre. A l'opposé, certains auteurs ne considèrent qu'il y a perte d'équilibre que lorsque le sujet chute au sol ou aurait chuté sans le dispositif de protection généralement utilisé (ex. [MOR 04]).

⇒ *Diversité des résultats*

Un nombre important d'études renseignent sur la valeur d'accélération caractérisant la limite de perte d'équilibre pour différentes configurations expérimentales. Certaines donnent même des valeurs de vitesse maximum! Or ces valeurs ne sont pas utilisables, car la limite d'équilibre ne dépend pas de la valeur maximale d'accélération, mais bien de l'ensemble du profil auquel est soumis le sujet [McI 94b], [DEG 97] : forme du profil, valeur maximum et durée de la perturbation, dérivée temporelle de l'accélération, etc.

Notamment, la grande majorité des expériences sont réalisées à l'aide de plateformes montées sur vérins hydrauliques. Les courses des vérins étant limitées, les profils générés contiennent non seulement une phase d'accélération mais aussi une phase de décélération qui aide considérablement le sujet à restaurer son équilibre [BOT 01].

Ces problèmes expliquent en partie les disparités de résultats entre les études : les valeurs limites pour un mouvement de plate forme vers l'arrière du sujet s'étendent de 0,5 m/s² pour De Graaf [DEG 97] à 32,5 m/s² (!) pour Runge [RUN 99].

La limite d'équilibre est aussi influencée par d'autres paramètres : la direction de la perturbation [MAK 96], la posture initiale du sujet [HEN 01], les consignes qui lui sont données, etc.

⇒ *Modèle prédictif de perte d'équilibre*

Différents modèles ont été proposés pour prédire les risques de perte d'équilibre. Ces modèles se basent généralement sur la position et la vitesse du centre de masse par rapport à la base de sustentation.

On peut citer par exemple les travaux de Paï et Paton ([PAI 97], [PAI 98], [PAI 99], [PAI 00], [PAT 99]). Un modèle "pied et simple pendule" classique ([WIN 95]) pour déterminer la possibilité de positionner le centre de gravité du corps au dessus de la base de sustentation avec une vitesse nulle et en respectant les couples articulaires physiologiques. Plus récemment Hof et al. ont repris et simplifié ce concept [HOF 05].

Une autre approche consiste à déterminer des zones, ou classes, d'équilibre. Par exemple, Popovic et al. proposent de découper le plan de la base de sustentation en quatre régions, représentant différents risques de chute [POP 00]. Dans le même ordre d'idée, Vanel définit des classes d'équilibre à partir de la position du centre de gravité du tronc, sa vitesse et l'angle cheville [VAN 96]. L'équilibre est ainsi "fort", "faible" ou "limite".

3.2.6 Modélisation du rattrapage de l'équilibre perturbé

La modélisation du contrôle de l'équilibre perturbé a été principalement abordée dans le domaine de la robotique. Les plus intéressants concernent les robots bipèdes. En

effet, ceux-ci ne peuvent pas assurer un équilibre statique stable. Il faut donc qu'ils aient recours à des techniques d'équilibration dynamiques. De nombreux algorithmes de contrôle ont pu être testés soit sur des mannequins numériques (exemple [VAN 96], [KOO 05]) soit directement sur des robots physiques (exemple [GUI 03]).

⇒ *Intérêts*

Les architectures de commandes développées dans ces études sont intéressantes. Des notions mises en place dans ces études, telles que la commande parallèle et la commande hiérarchique, paraissent incontournables. De plus, certaines tentatives de modélisation du contrôle de l'équilibre postural d'un être humain à l'aide d'outils non déterministes tels que la logique floue ou les réseaux de neurones ont été faites. On peut notamment citer les travaux de Kubica et al. [KUB 95], et ceux de Jacobs [JAC 97]. Même si ces études ne sont pas très poussées, et restent partielles dans leurs résultats, elles semblent montrer l'aptitude des outils non déterministes pour la modélisation de l'activité d'équilibration d'un être humain, et indiquent quelques pistes pour la mise en place d'un tel contrôleur.

⇒ *Lacunes de ces études*

Cependant, la plupart de ces travaux se sont intéressés au problème de la marche. Quelques uns se sont penchés sur le problème de l'équilibration, essentiellement statique ou en réponse à des perturbations volontaires. Mais très peu étudient le problème qui concerne la présente étude : l'équilibration dynamique en réponse à des perturbations extérieures importantes. Par exemple, Park et al. proposent un contrôleur linéaire relativement simple qui permet de reproduire les cinématiques de rattrapage observées [PARs 04]. Cependant, cela ne s'applique qu'à des situations faiblement perturbées, pour lesquelles le sujet n'a pas besoin d'effectuer de pas de rattrapage.

Un autre défaut est que les bipèdes utilisés pour tester les algorithmes sont souvent très différents d'un être humain moyen, que ce soit en termes de dimensions, masses et proportions, mais aussi, et c'est peut être le plus gênant, au niveau du modèle cinématique qui est souvent très éloigné du corps humain. Par exemple, van der Kooij et al. ont publié en 2005 une revue très intéressante sur les différentes méthodes permettant d'identifier et de quantifier le contrôle de l'équilibre debout (y compris l'équilibre perturbé) [KOO 05]. Cependant, l'ensemble de ces techniques est appliqué à un modèle extrêmement simple "simple pendule + pied".

De plus, l'une des différences majeures entre la modélisation en robotique et la présente étude est l'objectif à atteindre. En robotique, cet objectif est de réaliser *le mieux possible* une tâche définie. Dans le cas présent, au contraire, on s'intéresserait à modéliser cette tâche *de la manière la plus humaine possible*, c'est-à-dire que l'on chercherait à obtenir un modèle le plus proche possible du véritable comportement humain.

Enfin, la mise en place de ces algorithmes de contrôles nécessite d'ajuster leurs paramètres (gains, règles de commande, etc.). Cela se fait lors d'une phase d'apprentissage (automatique ou non) à partir de données expérimentales. Il est donc nécessaire de posséder des données expérimentales fiables avant d'envisager l'utilisation de ces algorithmes de contrôle.

3.2.7 Bilan de la littérature sur le maintien de l'équilibre debout

Les architectures de contrôle du rattrapage d'équilibre perturbé commencent à être bien étudiées. Cependant, ces algorithmes complexes n'ont pas encore été appliqués de manière satisfaisante au problème du rattrapage d'équilibre humain dans le cas de fortes perturbations. De plus, une base de connaissance issue de l'expérience est nécessaire pour l'apprentissage de ces modèles.

Il existe une quantité importante d'informations concernant l'équilibre debout perturbé. Cependant : 1/ les situations expérimentales étudiées sont très diverses; 2/ l'influence des différents paramètres de l'expérience n'étant pas bien connue, on ne sait pas comment comparer ces situations entre elles; 3/ les situations étudiées ne sont généralement pas pertinentes dans le cadre de notre étude.

Il est donc délicat de faire une synthèse des connaissances sur le domaine du contrôle de l'équilibre debout perturbé, et plus encore d'appliquer ces données dans le cadre de notre étude. La littérature constitue une source de données et de concepts qu'il convient d'exploiter avec beaucoup de précaution.

De plus, un problème méthodologique commence à apparaître : la plupart des études ne considèrent que des perturbations relativement faibles (pas de pas de rattrapage), et travaillent sur des modèles très simplifiés du corps humain. Ces hypothèses ne sont pas applicables dans le cadre de cette étude. Les techniques cinématiques et dynamiques classiques devront donc être adaptées.

3.3 Bilan

La situation des passagers debout dans les transports en commun est intermédiaire entre ce qui est étudié de manière classique 1/ dans le domaine de la protection des usagers de transport; 2/ dans la littérature concernant l'équilibre perturbé.

C'est un domaine très peu étudié. Les informations issues de la littérature (notamment concernant l'équilibre perturbé) sont donc une source de concepts et de données qu'il faut donc manier avec précaution.

L'approche du problème doit donc être reconsidérée, et il est nécessaire d'acquérir des données pertinentes.

4/ Conséquences pour cette étude

4.1 Comment traiter le problème du passager debout

L'objectif général de cette recherche est **de fournir un outil permettant d'évaluer et de limiter les risques encourus par les passagers debout**. Cet outil s'adresse tant aux concepteurs de véhicules, afin de pouvoir **minimiser la nocivité d'un nouvel aménagement intérieur**, qu'aux prescripteurs, en vue d'une **éventuelle normalisation**. Il s'agit donc de comprendre les phénomènes mis en jeu (stratégies de rattrapage de chute, temps de réaction, forces mises en jeu, ...), de les modéliser et de les simuler au moyen d'un outil informatisé utilisable au bureau d'étude.

Le point central de cette recherche, et ce qui en fait sa nouveauté, est la **détermination de la cinématique de la personne suite à une perturbation**. L'étude des causes de ces perturbations et des conséquences, en termes de blessures, d'éventuelles collisions entre la personne et les éléments de l'environnement suite à la perte d'équilibre n'entrent pas dans le champ d'investigation de cette recherche. Ce sont des domaines (sécurité active et biomécanique du choc) spécifiques, étudiés par ailleurs. La Figure 1-3 ci-dessous illustre le cadre de cette étude.

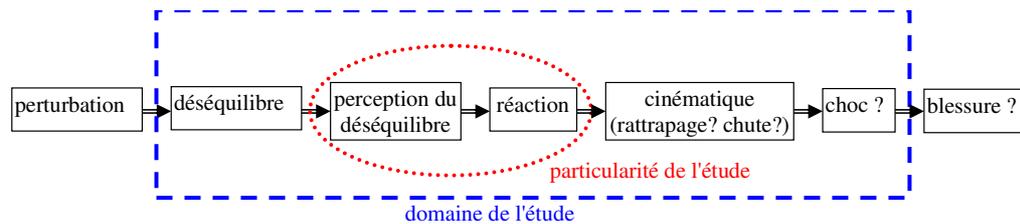


Figure 1-3 : cadre de l'étude

Sur le plan scientifique, la **prise en compte de la réactivité des personnes**, c'est-à-dire les actions qu'elles vont entreprendre pour tenter de restaurer leur équilibre, est fondamentale. En effet, l'accidentologie a fait ressortir que la plupart des blessures font suite à des perturbations de faible intensité. Pour ces niveaux de perturbation, la réaction des personnes n'est plus négligeable. Une série d'essais préliminaires menés au début de cette étude [ROB 03] a montré que le mouvement des personnes est très différent, incomparable même, avec celui de mannequins inertes.

La méthode envisagée pour simuler le rattrapage d'équilibre reprend ce qui se fait de manière classique dans la littérature (exemple [PARs 04], [KOO 05]). Cela consiste à séparer le problème de la dynamique du corps de celui du contrôle : **un contrôleur est placé en boucle fermée avec un modèle dynamique du corps humain**, comme indiqué sur la Figure 1-4 ci-dessous. En fonction de l'état du système (corps humain) par rapport à l'état de référence souhaité, le contrôleur détermine le type d'action à envisager. Cette action, ainsi que les perturbations extérieures, est appliquée au système. Le modèle mécanique permet de déterminer le nouvel état du système. L'objectif est que la réponse soit la plus "humaine" possible.

L'intérêt d'avoir recours à un modèle dynamique est qu'il permet de coller au plus près des mécanismes de contrôle humain. On peut par exemple faire intervenir des contraintes sur les capacités à développer des efforts musculaires pour simuler le vieillissement, faire intervenir les inerties temporelles des différents capteurs et actionneurs, etc.

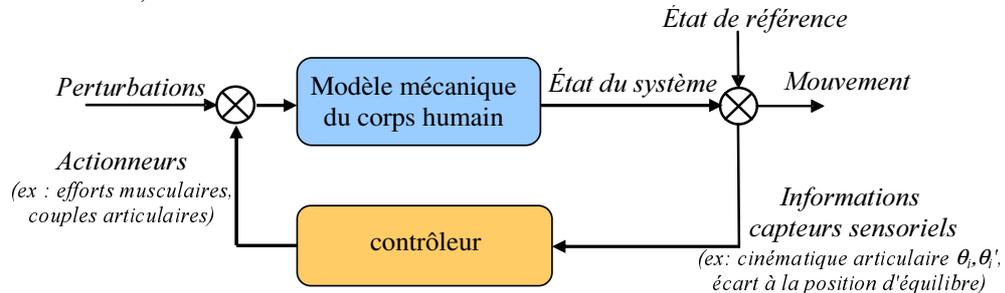


Figure 1-4 : principe du contrôle de l'équilibre en boucle fermée

Le modèle du corps humain devra être relativement complet. En effet, les principaux risques de lésions concernant des chocs entre la tête et les membres et l'environnement intérieur, il est nécessaire de reproduire correctement la cinématique de chacun de ces segments. Or, la littérature indique que pour les niveaux de perturbation envisagés, les mouvements de rattrapage sont complexes.

Pour ce genre d'application, un modèle multicorps semble le plus adapté. La mise au point de tels modèles ne pose pas de réels problèmes. Les difficultés se situent plus au niveau des méthodes cinématiques et dynamiques (reconstruction de mouvement et calcul des forces et moments articulaires) qu'il faudra appliquer sur un modèle et des mouvements aussi complexes.

Enfin, l'étude bibliographique a fait ressortir le **besoin de données spécifiques** aux passagers de transports en commun. Cela se traduit notamment : 1/ au niveau des perturbations, intermédiaires entre ce qui se fait de manière classique en protection des usagers de transport et dans les études sur l'équilibre perturbé; 2/ au niveau des dispositifs de maintien et des contraintes imposées par l'environnement.

4.2 Objectifs de ce travail

Ce travail de thèse s'inscrit dans une problématique plus générale concernant l'amélioration de la protection des passagers debout. Comme cela a été présenté précédemment, l'objectif général est de prédire les risques et les conditions d'un éventuel impact secondaire entre le sujet et son environnement, afin notamment d'améliorer le design intérieur des véhicules.

Cette étude est la première sur cette thématique. Elle a donc un aspect exploratoire, et vise avant tout à défricher le problème. Il s'agit donc de définir la manière d'aborder le problème ainsi que de mettre en place et valider les méthodes nécessaires pour le traiter.

Les objectifs de ce travail sont donc :

- la mise en place d'un protocole expérimental permettant d'étudier les réactions de sujets volontaires dans des situations représentatives des transports en communs;
- la mise en place de méthodes de traitement des données expérimentales (reconstruction mouvement et calcul des forces et moments articulaires), en s'assurant que ces méthodes soient adaptées à la complexité des mouvements et du modèle étudiés;
- l'obtention de premiers résultats concernant l'influence des différents paramètres sur le rattrapage d'équilibre et sur les risques de collisions avec l'environnement.

4.3 Organisation du document

Ainsi, après avoir présenté le contexte et les objectifs de cette étude, nous décrivons dans le chapitre 2 le protocole expérimental mis en œuvre pour étudier le rattrapage d'équilibre de sujets volontaires.

Dans le chapitre 3, une première analyse des résultats de l'expérience permettra d'avoir un retour sur le protocole expérimental et d'obtenir quelques informations sur l'influence des différents paramètres expérimentaux.

Pour aller plus loin dans l'analyse des résultats, il est nécessaire de quantifier la cinématique des sujets. Pour cela, une méthode de reconstruction originale a été utilisée et évaluée. Ce sera l'objet du chapitre 4.

Les mouvements étant reconstruits, il est alors possible d'analyser de manière quantitative la cinématique du rattrapage d'équilibre. Cette analyse est présentée dans le chapitre 5. Elle permet de mettre en évidence quelques phénomènes importants du rattrapage d'équilibre, et aboutit sur une première approche encourageante de la prédiction de la cinématique du rattrapage en fonction des conditions initiales.

Enfin, le chapitre 6 aborde la question du calcul des forces et moments agissant dans les articulations au cours du rattrapage d'équilibre. Une réflexion sur la validité des résultats est menée. Différentes méthodes et traitements sont alors envisagés, ce qui permet d'obtenir des résultats cohérents et exploitables.

Chapitre 2 -

Protocole expérimental

1/ Introduction	44
2/ Création de la perturbation	45
2.1 Principe général	45
2.2 Matériels utilisés	46
3/ Situations expérimentales	48
3.1 Perturbations	48
3.2 Positions des volontaires et dispositifs de maintien	49
3.3 Contraintes	51
3.4 Listes des essais	51
4/ Mesures	53
4.1 Anthropométrie	53
4.2 Mesures du mouvement volontaire	53
4.3 Mesures dynamiques	55
4.4 Fusion des données cinématiques et dynamiques	56
4.5 Données subjectives	58
5/ Population d'étude	59
5.1 Nombres de sujets	59
5.2 Groupe de population	59
6/ Préparation des sujets	60
6.1 Préparation	60
6.2 Informations et consignes données aux sujets	60
6.3 Effet de surprise	60
6.4 Dispositif de retenue	61
7/ Spécificités des essais biomédicaux sur l'être humain	63
8/ Bilan sur le protocole	65

1/ Introduction

Cette partie expérimentale constitue la première phase de ce travail de thèse. Il s'agit de mettre en place une expérience permettant d'étudier la cinématique de sujets volontaires cherchant à rétablir leur équilibre après une perturbation de leur surface d'appui. Le principe retenu donc de reproduire sur un banc d'essai un ensemble de situations représentatives d'incidents réels et d'y soumettre des sujets volontaires.

Cette expérience a été mise en point en tenant compte :

- des lacunes constatées dans la littérature : mauvaise définition des profils d'accélération, absence de prise en compte des particularités des transports en commun, etc.
- des contraintes imposées par le projet européen SAFETRAM : série d'essais préliminaire avec mannequin inerte, dispositifs de retenue utilisés, etc.

L'objectif est l'obtention de données expérimentales, dans des conditions proches de celles rencontrées dans les transports en commun, sur :

- le ressenti des sujets;
- la cinématique et la dynamique du rattrapage d'équilibre

L'analyse de ces données expérimentales doit nous permettre :

- de comprendre des mécanismes de rattrapage d'équilibre;
- d'étudier l'influence des conditions expérimentales (niveau de perturbation, dispositifs de maintien, contraintes extérieures);
- d'apporter les éléments nécessaires à la mise en place d'un outil de simulation permettant l'évaluation des véhicules de transport en commun vis-à-vis de la sécurité des passagers debout.

Ce protocole s'appuie sur une série préliminaire d'essais réalisée au laboratoire avec un mannequin de choc debout (Hybrid III fabriqué par First Technology – UK). Le protocole complet concernant cette série d'essais avec mannequin est disponible sous la forme d'un rapport INRETS (rapport LBMC N° 0303).

2/ Création de la perturbation

2.1 Principe général

On utilise le principe d'une catapulte "reverse". Le sujet est installé debout sur une plate-forme mobile de grandes dimensions. Cette plate-forme, initialement à l'arrêt, est mise en mouvement selon un profil d'accélération connu. Cela permet notamment de garantir pour le sujet un équilibre stable jusqu'au début de la perturbation. De Graaf et Van Weperen [DeG 97] ont vérifié que l'utilisation d'un dispositif de type reverse ne perturbe pas les résultats.

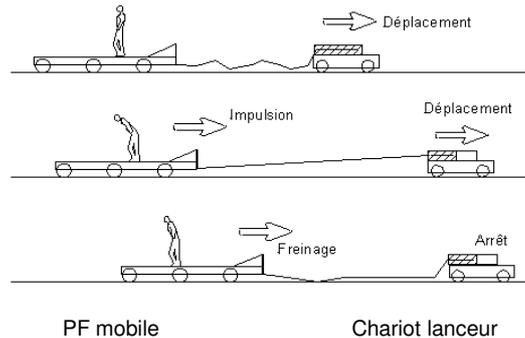


Figure 2-1 : principe de la mise en mouvement de la plate-forme

La mise en mouvement de la plate-forme mobile se fait à l'aide d'un chariot lanceur (ou "chariot mouton") entraîné par une catapulte puis largué à une vitesse connue. Le lien élastique qui le relie à la plate-forme mobile est alors mis en tension, ce qui crée une impulsion sur la plate-forme mobile. La Figure 2-2 ci-dessous donne un aperçu global du dispositif d'essai.

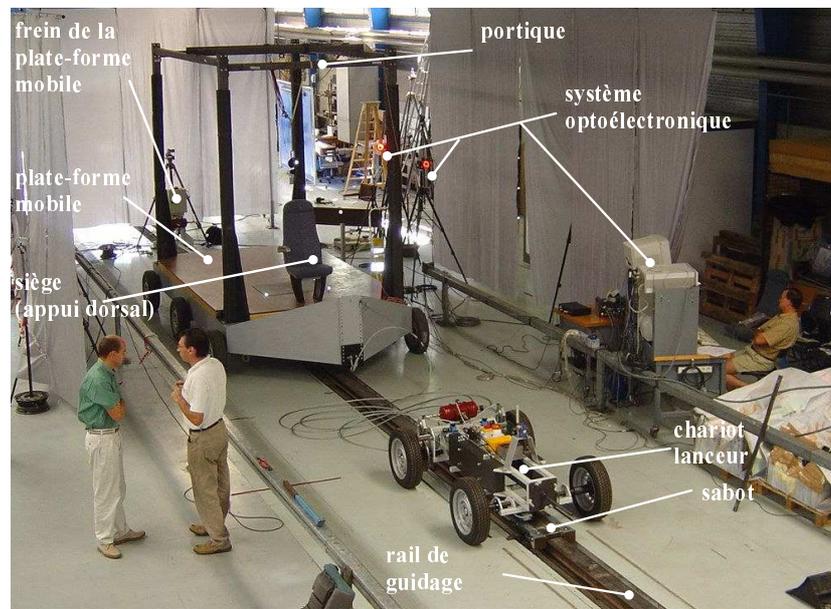


Figure 2-2 : aperçu global du dispositif d'essai

Le profil d'accélération de la plate-forme est contrôlé par :

- la vitesse du chariot lanceur au moment de l'impulsion;
- la raideur du lien entre le chariot lanceur et la plate-forme mobile;
- le rapport de masse entre le chariot lanceur et la plate-forme mobile.

Le temps de mise en place de l'expérience entre 2 essais représente entre 20 et 30 minutes : repositionnement des chariots, changements de configurations et rechargement des accumulateurs hydrauliques du système de lancement.

2.2 Matériels utilisés

2.2.1 Plate-forme mobile

Il s'agit d'une plate-forme de grandes dimensions (4m*2,25m) portée par un chariot à 6 roues, d'une masse à vide de 1760 kg et parfaitement guidée par un rail solidaire du sol. Cette plate-forme apparaît sur la Figure 2-2 page 45.

La surface de cette plate-forme est revêtue de plaques de bois vernies. Les différents équipements nécessaires aux essais (plate forme d'effort, barre de maintien, et appui dorsal) sont intégrés dans ce plancher de façon à ce que sa surface reste lisse et uniforme. Ces éléments sont montés sur la plate-forme grâce à des interfaces permettant des changements de configuration simples et rapides.

Un portique est monté sur la plate-forme. Il permet d'attacher le dispositif de retenue des volontaires. Il a été conçu de sorte qu'il masque le moins possible le champ de vision des caméras et qu'il puisse supporter l'effort engendré par le rattrapage de la chute d'une personne. Ce dernier point a été validé lors de tests avec un mannequin.

Un système de freinage de la plate-forme mobile permet de l'arrêter en douceur (décélération de l'ordre de 1 m/s^2), suffisamment longtemps après la fin de la perturbation pour ne pas interférer avec le rattrapage de l'équilibre. Ce système est un frein à disque, fixé au sol, et relié à la plate-forme mobile par un câble en acier. Le freinage est déclenché automatiquement par un contact au sol activé au passage de la plate-forme mobile.

2.2.2 Système de lancement (catapulte)

Le système de lancement est constitué de deux moteurs hydrauliques asservis qui mettent en mouvement un câble en boucle fermée. Le mouvement du câble est transmis au chariot lanceur par un sabot, solidaire du câble et guidé par un rail fixe au sol.

Connaissant la masse à mettre en mouvement et la longueur de course souhaitée, la commande du système de lancement permet d'obtenir en bout de course du sabot la vitesse désirée avec une accélération nulle. Le lien entre le sabot et le chariot lanceur est alors rompu et le chariot lanceur est lâché en mouvement libre à la vitesse du sabot en bout de course.

2.2.3 Chariot lanceur (ou chariot mouton)

Ce chariot a été conçu spécialement pour cette étude dans le cadre d'un projet de fin d'étude de 2 élèves ingénieurs de l'INSA [DEGa 02].

Il s'agit d'un chariot à 4 roues (cf. Figure 2-2 page 45). Il porte un empilement de rondelles Belleville qui assure la partie élastique du lien entre le chariot lanceur et la plate-forme mobile (cf. Figure 2-3 ci-dessous). La masse de ce chariot est ajustable entre 240 kg et 640 kg à l'aide de masses métalliques.

Ce chariot est équipé d'un système de freinage (freins à disque et circuit pneumatique) qui arrête le chariot après la phase d'impulsion. Ce freinage peut être commandé à distance pendant la phase de lancement (en cas d'anomalie) ou automatiquement après l'impulsion.

Un système télécommandé sécurisé permet de séparer le chariot de la catapulte et de déclencher son freinage en cas de dysfonctionnement apparent au cours de la phase de lancement. Pour des raisons de sécurité, le lancement ne peut avoir lieu que si les trois conditions suivantes sont remplies : 1/ la réserve d'air alimentant les freins est chargée; 2/ la transmission radio entre l'émetteur et le récepteur de la télécommande fonctionne; 3/ l'électrovanne des freins est armée (freins relâchés).

2.2.4 Liaison entre le chariot lanceur et la plate-forme mobile

Le lien mécanique entre le chariot et la plate-forme est assuré au moyen d'un câble en acier (câble torsadé en acier galvanisé DN13 de 20 mètres de long comprenant 6 torons à 19 fils et avec une âme textile) monté en série avec une liaison élastique composée d'un empilement modulable de rondelles élastiques ("rondelles Belleville").

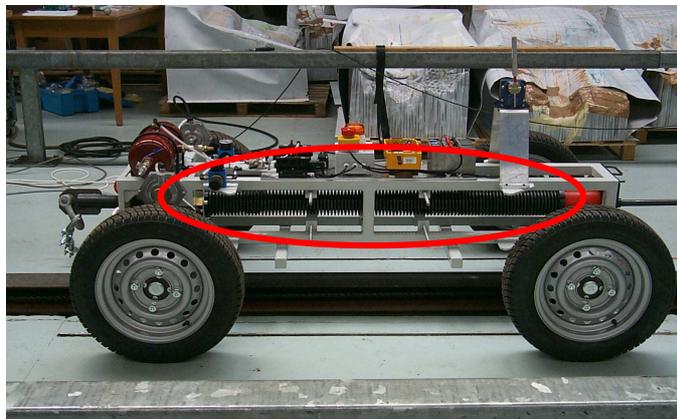


Figure 2-3 : chariot mouton et son empilement ajustable de rondelles Belleville

3/ Situations expérimentales

Les différentes variables de cette expérience sont le profil de la perturbation, le type de dispositif de maintien utilisé par le sujet, et la présence ou non de contraintes extérieures (distance d'arrêt, entrave au mouvement des bras). Onze conditions d'essais différentes, réparties en deux séries, sont considérées pour tester l'influence de chacune.

3.1 Perturbations

3.1.1 Les différents profils d'accélération

Trois types de profils d'accélération ont été testés dans cette étude, correspondant à 3 niveaux d'accélération maxima.

Dans un premier temps, des essais sur mannequin inerte ont été menés dans le cadre du projet européen SAFETRAM. Pour ces essais, 2 profils d'accélération ont été définis comme étant représentatifs d'un freinage d'urgence ($\gamma_{\max} = 2\text{m/s}^2$), et d'une légère collision ($\gamma_{\max} = 18\text{m/s}^2$).

Ces deux profils ont été testés sur des sujets volontaires au cours d'essais préliminaires. La perturbation de l'équilibre engendrée par le second ($\gamma_{\max} = 18\text{m/s}^2$) s'est avérée extrêmement importante. Les risques de chute ou de blessures au niveau des articulations des membres inférieurs ne sont plus négligeables, malgré le dispositif de retenue utilisé. Il a donc été décidé de modifier ce profil et de réduire son intensité ($\gamma_{\max} = 10\text{m/s}^2$). Enfin, un troisième profil, intermédiaire par rapport aux deux précédents, a été testé.

Les caractéristiques des trois profils retenus sont définies dans le Tableau 2-1 ci-dessous. Notre dispositif expérimental n'autorisant que 2 degrés de liberté sur le profil d'accélération, celui-ci est complètement déterminé en n'imposant que 2 paramètres (γ_{\max} et la durée de la perturbation). A titre d'exemple, les 3 profils mesurés pour un sujet donné sont représentés Figure 2-4 ci-dessous.

Tableau 2-1 : caractéristiques des profils d'accélération

	γ_{\max} (m/s ²)	durée (ms)
faible	2	400
Intermédiaire	6	400
FORT	10	400

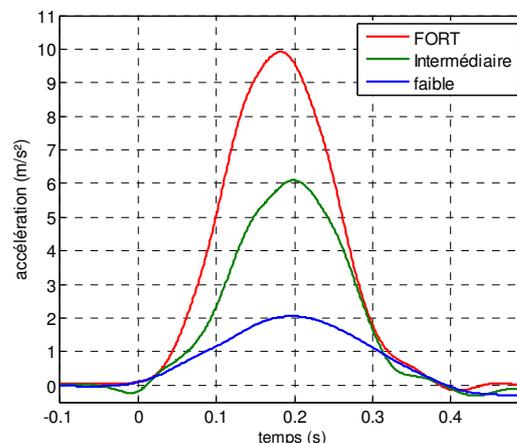


Figure 2-4 : 3 profils d'accélération mesurés et filtrés pour le sujet OL

3.1.2 Répétabilité des perturbations

La répétabilité des perturbations produites est satisfaisante. Cela a pu être vérifié tout au long de l'expérience à l'aide des mesures d'accélérométrie. La Figure 2-5 ci-dessous représente les accélérations mesurées, non filtrées pour trois essais de forte perturbation espacés dans le temps : début de la première série d'essais (sujet AD série 1), fin de la première série d'essais (sujet RR série 1) et courant de la deuxième série d'essais, 4 mois plus tard (sujet OL série 2).

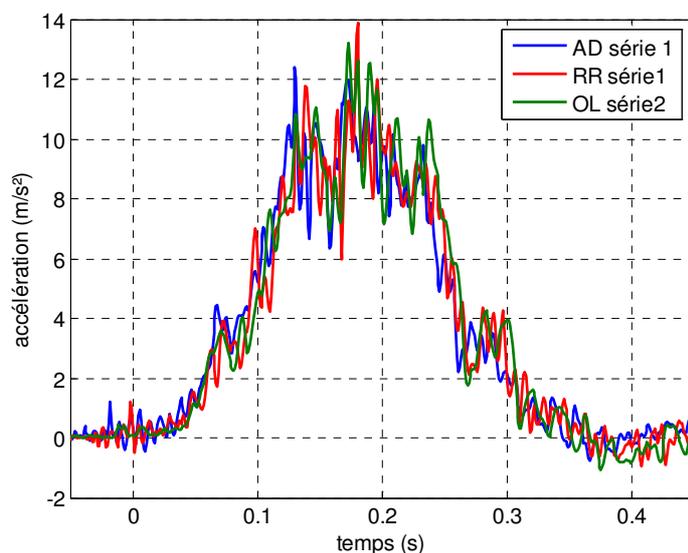


Figure 2-5 : perturbations FORTES non filtrées mesurées pour 3 essais (différents sujets et différentes séries d'essais)

3.2 Positions des volontaires et dispositifs de maintien

Les sujets sont placés dans 3 situations différentes correspondant au type de dispositif de retenue utilisé : debout sans appui, debout avec un appui dorsal et debout tenant une barre verticale.

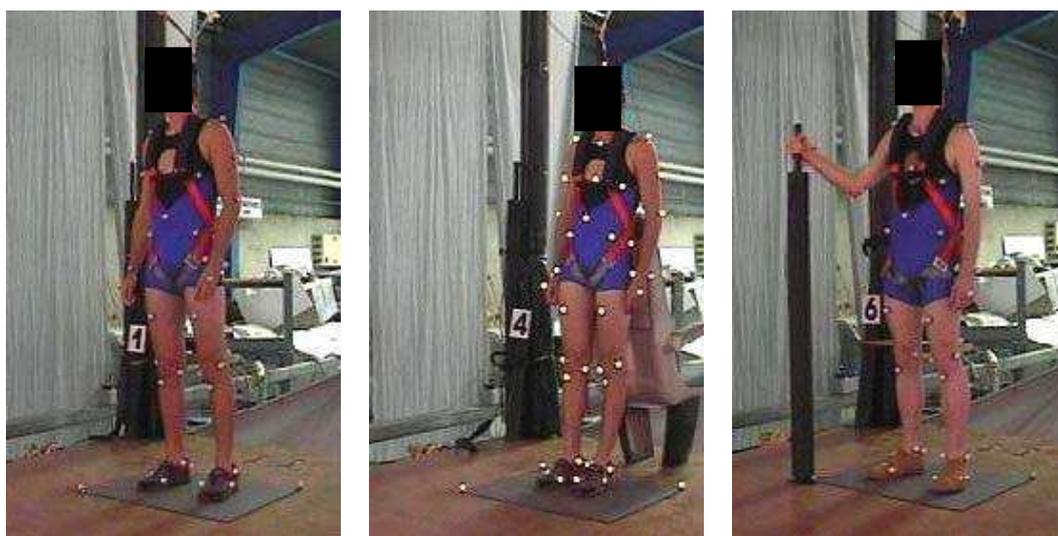


Figure 2-6 : exemple de postures pour les trois dispositifs de retenue

3.2.1 Postures

Les postures sont laissées relativement libres (cf. 6.2 Informations et consignes données aux sujets page 60) et sont différentes pour chacun des trois cas d'appui.

Elles comportent tout de même certains points communs. Le sujet est équilibré sur ses deux pieds (pas de position hanchée), espacés d'une distance égale à la largeur du bassin. Les genoux sont en extension. Dans tous les cas, le sujet pose un pied sur chacune des 2 plates-formes d'efforts intégrées dans le plancher de la plate-forme mobile.

3.2.2 Orientation

Une seule orientation du sujet par rapport à la perturbation est envisagée. Il s'agit de l'orientation dite "de face". Le sujet est installé de manière à ce que la plate-forme mobile soit mise en mouvement dans son plan sagittal vers l'arrière. Le sujet est donc déséquilibré vers l'avant. C'est le cas représentatif de ce que subit une personne debout face à la marche, dans un véhicule qui freine brutalement.

3.2.3 Les dispositifs de maintien

⇒ *Appui dorsal*

L'appui dorsal est représenté par un dossier de siège. On utilise un des deux sièges d'un ensemble SIRIUS[®] fabriqué par la société COMPIN et mis à disposition par le CIM (Centre d'Ingénierie du Matériel de la SNCF).

La zone lombaire est en appui contre le haut du siège, le tronc restant vertical. L'angle entre les jambes et la verticale n'est imposé que par la position des plates-formes d'efforts par rapport au siège.

⇒ *Barre verticale*

La barre est constituée de deux parties aux fonctions distinctes : la partie utile, sur laquelle le sujet place sa main, et la partie rigide, qui permet de relier la partie utile au plancher de la plate-forme mobile.

La partie utile est un tube standard d'acier peint. Son diamètre (33 mm) est similaire à celui des barres de maintien installées dans les véhicules de transport en commun. Sa longueur relativement faible (250 mm) permet de contraindre la position de la main de sujets.

La partie rigide est un simple tube d'acier, dont le diamètre (50 mm) est suffisamment important pour garantir la rigidité du lien entre la partie utile et la plate-forme mobile. Ce tube est recouvert d'une protection en mousse pour éviter tout risque de blessure pour le sujet (cf. Figure 2-11 page 56).

La posture est sensiblement identique à celle de l'équilibre sans appui, à la différence que le sujet se tient par sa main droite à la barre de maintien.

⇒ *Position des appuis*

Afin de déterminer la position des éléments sur la plate-forme mobile, des essais préliminaires ont été menés avec dix sujets du laboratoire de taille environ identique à celle de notre population d'étude (1751 ± 15 mm).

Pour les 2 dispositifs de maintien, la procédure est identique : les éléments étant déjà en place, il est demandé aux sujets de s'installer comme ils l'auraient fait dans un véhicule de transport en commun. La position relative moyenne des dispositifs de maintien par rapport aux sujets est alors mesurée (cf. Figure 2-7 et Figure 2-8 ci-dessous).



Figure 2-7 : position de l'appui dorsal

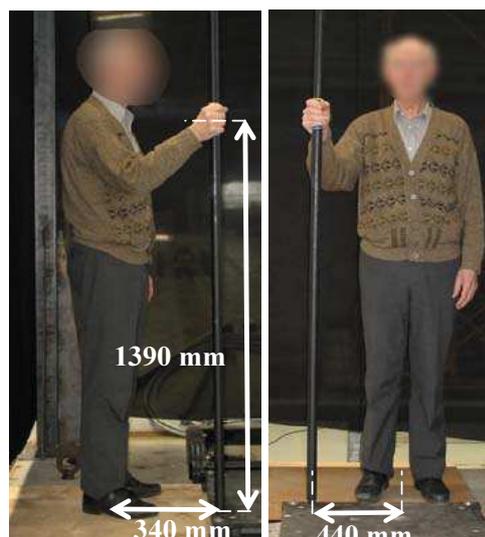


Figure 2-8 : position de la barre verticale

3.3 Contraintes

Pour certaines situations expérimentales, deux types de contraintes ont été imposées aux sujets : l'une sur la distance d'arrêt et l'autre sur le mouvement des bras.

3.3.1 Entrave des bras

Une entrave limite le mouvement des bras vers l'avant lors du rattrapage : les poignets du sujet sont reliés entre eux par un élastique qui passe derrière le bassin. Le mouvement des bras n'est pas complètement bloqué afin de limiter les risques de blessures.

3.3.2 Distance d'arrêt

Pour 2 conditions de perturbations (faible et FORTE) une contrainte de performance sur la distance de rattrapage est imposée. Elle est matérialisée par un élastique tendu devant le sujet en travers de la plate-forme mobile à une hauteur de 1,10 mètre. Il est demandé au sujet de rattraper son équilibre sans venir toucher l'élastique.

La distance initiale entre le sujet et l'élastique a été déterminée pour chacune des 2 conditions de perturbation afin d'approcher la distance moyenne minimum qu'il faut au sujet pour arrêter la chute en avant et rétablir son équilibre. Elle a été estimée à partir des mouvements de rattrapage non contraint dans les mêmes conditions de perturbation. Des essais préliminaires nous ont permis d'en vérifier la pertinence.

La distance entre l'avant des pieds du sujet et l'élastique est de 15 cm pour une perturbation faible et de 80 cm pour une perturbation FORTE.

3.4 Listes des essais

Les essais se sont déroulés en deux séries. La première série, effectuée avec 10 sujets, a pour but de mettre en évidence l'influence du niveau de perturbation et des dispositifs de maintien. Dans la deuxième série, 4 des dix premiers sujets ont testé un niveau de perturbation intermédiaire ainsi que l'influence des contraintes imposées sur le rattrapage d'équilibre.

3.4.1 Première série

Pour la première série, deux variables indépendantes à 2 et 3 niveaux ont été considérées :

- le niveau de perturbation : faible ($\gamma_{\max} = 2 \text{ m/s}^2$) et FORT ($\gamma_{\max} = 10 \text{ m/s}^2$)
- le dispositif de maintien : debout, tenu à une barre verticale, et en appui dorsal.

Un plan factoriel complet a été utilisé. Les six configurations résumées dans le Tableau 2-2 ci-dessous ont été testées dans un ordre aléatoire pour chaque sujet.

Tableau 2-2 : les configurations testées pour la première série d'essais

configuration	type de maintien	niveau de perturbation	contraintes
11	debout	faible	aucune
12	debout	FORT	aucune
13	appui dorsal	faible	aucune
14	appui dorsal	FORT	aucune
15	barre verticale	faible	aucune
16	barre verticale	FORT	aucune

3.4.2 Deuxième série

Pour la deuxième série d'essais, les 2 variables indépendantes sont :

- le niveau de perturbation : faible ($\gamma_{\max} = 2 \text{ m/s}^2$), Intermédiaire ($\gamma_{\max} = 6 \text{ m/s}^2$) et FORT ($\gamma_{\max} = 10 \text{ m/s}^2$)
- les contraintes imposées : aucune, entrave bras, distances d'arrêt.

La position du sujet est toujours debout sans appui. Un plan factoriel complet étant trop lourd à mettre en œuvre, seules les 5 configurations présentées dans le Tableau 2-3 ci-dessous ont été retenues.

Tableau 2-3 : les configurations testées pour la deuxième série d'essais

configuration	type de maintien	niveau de perturbation	contraintes
21	debout	FORT	aucune
22	debout	Intermédiaire	aucune
23	debout	FORT	entrave pour les bras
24	debout	faible	distance d'arrêt 15 cm
25	debout	FORT	distance d'arrêt 80 cm

La configuration 21 sert de répétition entre les deux séries d'essais, afin de vérifier si la série introduit un biais ou non dans les résultats.

Pour la configuration 22, un niveau d'accélération intermédiaire est testé. Cela permettra de vérifier ou non la linéarité de l'effet "niveau de perturbation".

Les contraintes n'ont été testées que pour certains niveaux de perturbation. Le but des configurations 23 à 25 est d'estimer de manière *qualitative* si ces contraintes ont une influence sur le mouvement de rattrapage d'équilibre, et si oui, laquelle. Etant donné la rareté de ce type d'informations dans la littérature, nous avons considéré cette approche comme suffisante, bien qu'elle ne permette pas de *quantifier* correctement l'influence des contraintes.

4/ Mesures

4.1 Anthropométrie

Les mesures classiques anthropométriques (poids et stature) sont prises pour chaque sujet.

De plus, des prises de vues numériques quasi-simultanées de chaque sujet équipé avec les marqueurs seront réalisées sous trois angles différents (face, profil et $\frac{3}{4}$) afin de recaler les dimensions du mannequin numérique sur celles du sujet, et de connaître la position exacte des marqueurs dans les repères locaux liés aux sujets (Chapitre 4 3.3/ Adaptation du modèle pour chaque sujet page 113).

4.2 Mesures du mouvement volontaire

4.2.1 Dispositif de mesure

Dans cette étude, nous avons utilisé un système optoélectronique à marqueurs passifs. Le principe d'un tel système est décrit au Chapitre 4 (cf. 2.1.2/ Principes de la stéréophotogrammétrie page 99). Il permet la mesure de la position dans l'espace à 3 dimensions de marqueurs rétro réfléchissants.

Le système utilisé est un système Motion Analysis (Santa Rosa, California), utilisé avec le software EVA_RT (real time), et équipé de 5 caméras numérique Eagle. Ces caméras ont une résolution de 1,3 millions de pixels et fonctionnent en lumière rouge. La fréquence d'acquisition du système est de 200 Hz.

Afin de garder une trace visuelle des mouvements, des prises de vues sont effectuées à l'aide de 2 caméscopes numériques. La position des caméscopes est représentée Figure 2-9 ci-dessous.

4.2.2 Positionnement des caméras

Les caméras sont placées de façon à pouvoir mesurer la position d'un maximum de marqueurs au cours des mouvements. Le positionnement des caméras a été ajusté lors d'essais préliminaires en parallèle avec celui des marqueurs sur les sujets.

La disposition adoptée est représentée sur la Figure 2-9 ci-dessous. Cette disposition permet de garantir qu'un volume de l'espace de $2 \times 1 \times 1,5$ m soit couvert par les champs d'au moins 2 caméras.

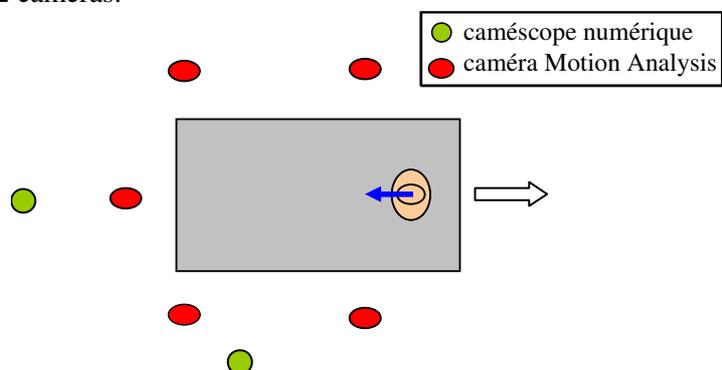


Figure 2-9 : positionnement des caméras par rapport à la scène (vue de dessus)

4.2.3 Calibration du dispositif

Cette étape permet de déterminer les paramètres caractérisant chaque caméra (position par rapport à la scène, direction de visée, distance focale) à l'aide d'une méthode dérivée de la méthode DLT décrite par Abdel Aziz et Karara [ABD 71]. C'est à partir de ces paramètres et des mesures 2D des caméras que sont calculées les positions 3D des marqueurs (cf. Chapitre 4 Reconstruction du mouvement).

La calibration du dispositif se fait avant chaque essai en 2 étapes :

- une phase statique au cours de laquelle on capture l'image d'un objet de forme et dimensions connues, fixe dans l'espace de calibration. Cette étape a 2 objectifs : 1/ permettre une première approximation des paramètres DLT; 2/ définir le référentiel dans lequel les coordonnées des marqueurs seront exprimées.
- une phase dynamique au cours de laquelle on capture le mouvement d'une barre étalon, déplacée dans tout l'espace de calibration. Les paramètres DLT sont alors affinés et homogénéisés sur l'ensemble de l'espace de calibration en utilisant la distance connue entre les différents marqueurs fixés sur cette barre.

A l'issue de cette phase de calibration le système calcule la distance moyenne entre les marqueurs de la barre étalon. La comparaison de cette distance calculée avec sa vraie valeur donne une estimation de la précision de mesure. Dans cette étude, la calibration est jugée satisfaisante lorsque l'écart entre ces 2 valeurs est inférieur à 1 mm.

4.2.4 Marqueurs réfléchissants

Les marqueurs réfléchissants dont on mesure la position sont des sphères de 20 mm de diamètre fixées sur une embase plastique. Les sphères sont recouvertes d'un adhésif rétro réfléchissant (Scotchlite®).

Cinquante marqueurs sont fixés sur le sujet à l'aide d'un adhésif double face hypoallergénique (cf. Tableau 4-4 page 112). De plus, 3 marqueurs sont fixés à l'angle des 2 plates-formes d'efforts afin de mesurer le mouvement de la plate-forme mobile dans le repère global fixe du système optoélectronique (cf. 4.4.2/ Référentiels page 57).

4.2.5 Traitement des données

Pour chaque mouvement capturé, on dispose d'une série de trajectoires qui, sous leur forme brute, ne sont pas directement exploitables.

La première étape du traitement consiste à identifier ces trajectoires. Pour cela on fait correspondre une trajectoire ou plusieurs portions de différentes trajectoires à chaque marqueur dont on a mesuré le mouvement. C'est l'étape dite de "labelling".

Un prétraitement des données est ensuite effectué. Les "trous" dans les trajectoires (successions d'images où le marqueur n'est pas vu par au moins 2 caméras) sont remplis par une interpolation cubique si leur durée est inférieure à 10 images (50 ms).

Une inspection visuelle permet de vérifier que l'interpolation cubique ne donne pas de résultats aberrants. Ensuite, un premier filtrage des données est effectué. Le filtre utilisé est de type Butterworth passe-bas sans déphasage. La fréquence de coupure est

fixée à 20 Hz. Cela permet de supprimer une partie des irrégularités dues à la mesure, et ainsi de faciliter la reconstruction du mouvement par cinématique inverse. La fréquence de coupure est choisie largement supérieure aux fréquences caractéristiques des mouvements observés, afin de s'assurer que l'on ne supprime pas d'informations pertinentes (cf. Chapitre 6 3.1.2/ Dérivation des données cinématiques page 217). L'influence du prétraitement peut être observée sur la Figure 2-10 ci-dessous.

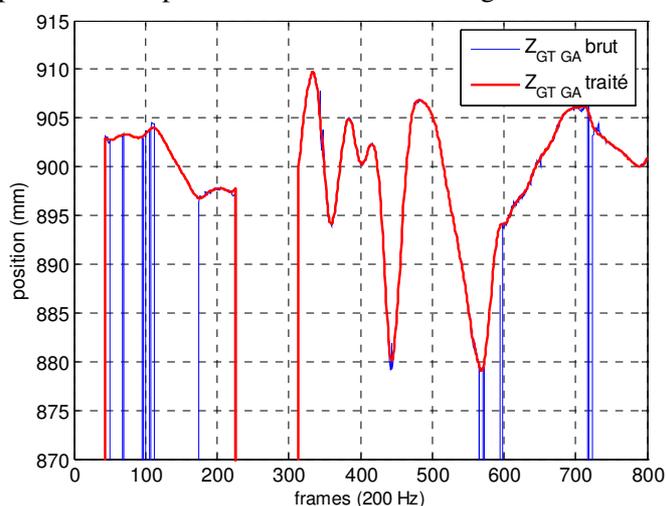


Figure 2-10 : Comparaison des trajectoires avant et après prétraitement du marqueur GT_GA projetées sur l'axe vertical pour l'essai EVD OL 1. Une partie des "trous" a été comblée, et les principales irrégularités ont été lissées.

4.3 Mesures dynamiques

On mesure, en plus des trajectoires, les efforts au niveau des interfaces entre le sujet et son environnement, ainsi que l'accélération de la plate-forme mobile. L'ensemble de ces mesures dynamiques est effectué avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz.

4.3.1 Efforts entre les pieds et le sol

L'ensemble du torseur d'effort (3 forces et 3 moments) est directement mesuré pour les deux pieds (6 voies/pieds). Cette mesure est effectuée à l'aide de 2 plates-formes d'effort Bertec (FP-4060-10-4000) intégrées dans le plancher.

4.3.2 Efforts entre la main et la barre verticale

L'ensemble du torseur d'effort entre la main du sujet et la barre verticale est mesuré à l'aide d'un capteur six axes First Technology type IF-217 (capteur du cou du mannequin enfant Q3). Le capteur est inséré entre la partie utile et la partie rigide de la barre verticale (cf. 3.2.3 Les dispositifs de maintien page 50 et la Figure 2-11 ci-dessous).

Le torseur mesuré est ramené au centre de la main, en utilisant la position du marqueur de la 3^{ème} articulation métacarpophalangienne (mesurée avec le système optoélectronique).

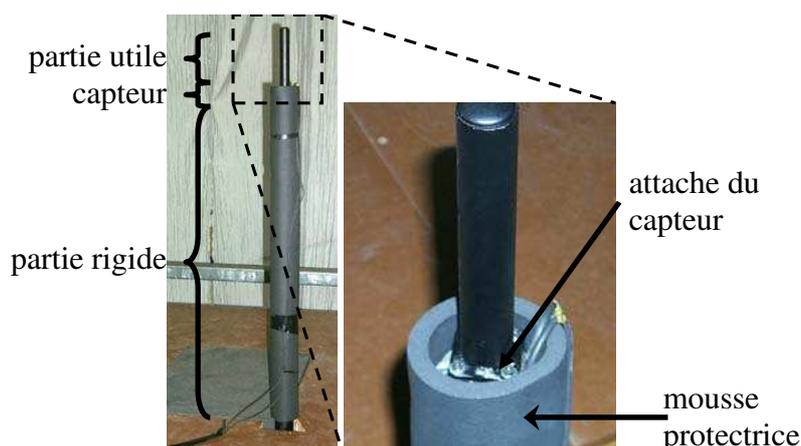


Figure 2-11 : mesure d'effort main/barre

4.3.3 Efforts entre le siège et le dos des sujets

La mesure directe des efforts entre le siège et le dos des sujets est complexe. En revanche, la mesure des efforts entre le siège et le sol est directe. Connaissant ces efforts, il est possible de remonter aux efforts entre le siège et le sujet.

En faisant l'hypothèse que les moments entre le siège et le dos du sujet sont nuls, la mesure des 4 efforts verticaux dans les fixations entre le siège et le sol est suffisante. Elle est réalisée à l'aide de 4 capteurs uniaxiaux TME (type F 442C - 250 daN) insérés entre le siège et le sol (cf. Figure 2-12 ci-dessous).



Figure 2-12 : mesure d'efforts siège/sol

4.3.4 Accélération longitudinale de la plate-forme mobile

Un accéléromètre uniaxial Entran fixé sur la plate-forme mobile mesure directement son accélération longitudinale.

4.4 Fusion des données cinématiques et dynamiques

4.4.1 Synchronisation

L'acquisition des informations issues des plates-formes d'effort se fait directement via l'interface du système optoélectronique. En revanche pour les autres voies de mesure, (capteurs d'effort et accélérométrie) l'acquisition se fait à l'aide d'un deuxième système (coffret MORS[®]). Ces deux acquisitions sont synchronisées par un signal de déclenchement externe commun. Ce signal provient d'un contact au sol, activé par le chariot mouton juste avant qu'il ne mette la plate-forme mobile en mouvement.

De fait, le début de l'acquisition intervient nécessairement avant la mise en mouvement de la plate-forme mobile. Pour détecter l'instant de mise en mouvement, et donc synchroniser de manière fine les mouvements entre eux, il faut avoir recours aux mesures dynamiques (cf. Chapitre 3 4.1.2/ Principe de la mesure page 85).

4.4.2 Référentiels

Pour pouvoir exploiter ensembles les différentes informations mesurées, il faut les exprimer dans un référentiel commun.

⇒ *Référentiel global*

Le référentiel global (R_0), est le référentiel du système optoélectronique. C'est un repère galiléen, fixe par rapport au laboratoire. Il est défini lors de la phase de calibration statique (cf. Chapitre 24.2.3 Calibration du dispositif page 54) de sorte qu'à cet instant là, il y ait identité entre ce référentiel et le référentiel mobile défini plus bas (cf. Figure 2-13 ci-dessous).

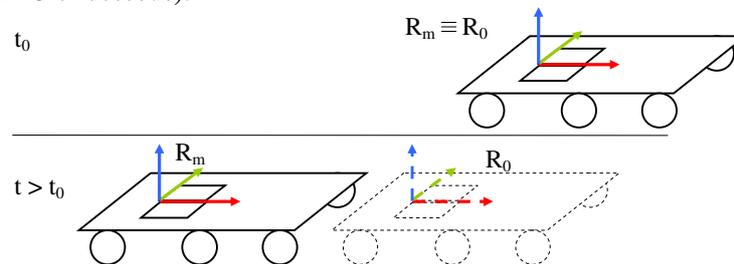


Figure 2-13 : référentiel global et référentiel mobile

⇒ *Référentiel mobile*

Le référentiel mobile (R_m) est attaché à la plate-forme mobile. Il est défini par rapport aux marqueurs réfléchissants fixés sur les plates-formes d'effort (cf. Figure 2-14 ci-dessous) :

- l'origine est au milieu des marqueurs ORI et LAT;
- l'axe X est défini par les marqueurs ORI et LONGI, pointant vers le marqueur LONGI (vers l'avant pour le sujet, donc en sens inverse du mouvement de la plate-forme);
- l'axe Y est défini par les marqueurs ORI et LAT, pointant vers le marqueur LAT (vers la gauche du sujet);
- l'axe Z est le produit vectoriel des 2 premiers. Il est donc vertical ascendant.

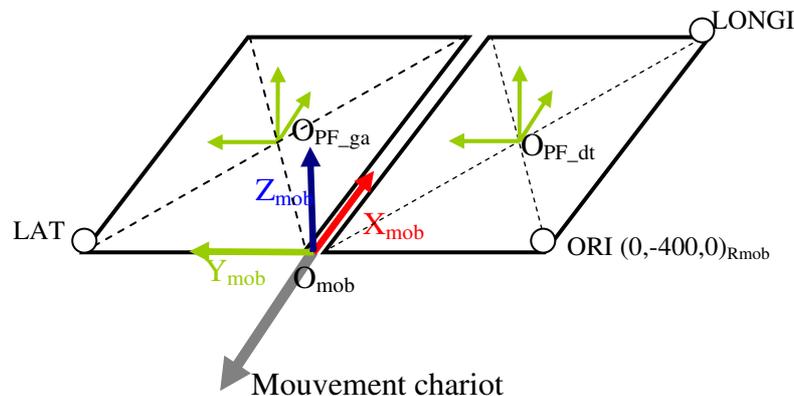


Figure 2-14 : référentiel mobile et référentiels des plates-formes d'effort

⇒ *Référentiel des plates-formes d'effort* :

Les données de sortie des plates-formes d'effort sont exprimées dans un référentiel propre aux plates-formes (R_{PF}), défini par le constructeur. Le passage de ce référentiel à R_0 est défini directement dans l'interface du système optoélectronique via le fichier de calibration des plates-formes.

Les plates-formes d'effort étant fixes par rapport à la plate-forme mobile, le référentiel naturel d'expression des torseurs d'effort est R_m . Un changement de repère permettant d'exprimer les efforts mesurés par les plates-formes dans R_m est donc effectué.

4.5 Données subjectives

Le ressenti des sujets est recueilli après chaque essai. Le but est d'apporter des éléments d'information concernant l'influence des dispositifs de maintien et des caractéristiques de la perturbation. Il s'agit notamment d'évaluer :

- le sentiment d'efficacité, de sécurité ou d'inconfort apporté par les différents dispositifs de maintien.
- le niveau de perturbation et de déséquilibre ressenti, ainsi que la difficulté à conserver son équilibre en fonction des caractéristiques de la perturbation.

Cela fait l'objet de questionnaires spécifiques que le sujet devait remplir après chaque essai en répondant à des questions ouvertes et fermées, ainsi qu'en attribuant des notes (sur une échelle du type inconfort) aux différentes configurations (cf. annexe 5/ Questionnaires à remplir par les sujets page 304).

L'espacement dans le temps (30 minutes entre chaque essai) et l'impossibilité de répéter les essais rendent les comparaisons difficiles. Cela est en partie compensé par des situations expérimentales suffisamment différentes. Néanmoins, cette difficulté devra être pris en compte lors de l'interprétation de ces résultats.

A la fin de la première série d'essais les sujets sont amenés à remplir un questionnaire plus global afin de mieux connaître leur utilisation des transports en commun, et d'évaluer le ressenti global de l'expérience (cf. annexe 5/ Questionnaires à remplir par les sujets page 304).

5/ Population d'étude

5.1 Nombres de sujets

Etant donné la variabilité interindividuelle des réponses, il est indispensable d'avoir recours à un échantillon de plusieurs personnes. Cependant, la durée de la campagne d'expérimentations doit rester limitée. De plus, le côté exploratoire de cette étude est à prendre en compte : si les résultats et les méthodes mises en œuvre sont satisfaisants, il sera toujours possible d'enrichir la base de données expérimentales en faisant de nouveaux essais avec de nouveaux sujets. De fait, un compromis est trouvé, et le nombre de sujets est adapté à chacune des 2 séries expérimentales.

La première série d'essais sur les stratégies de rattrapage et l'influence des dispositifs de maintien est réalisée avec 10 sujets.

Parmi ceux-ci, 4 sont choisis pour avoir présenté un comportement représentatif. C'est avec ces 4 sujets qu'est menée la deuxième série d'essai. La sélection des sujets permet de réduire les risques de dispersion des résultats.

5.2 Groupe de population

Pour ce protocole, il a été décidé de ne s'intéresser qu'à un seul groupe de population. L'utilisation d'un groupe homogène permet de réduire les variations interindividuelles, et ainsi d'obtenir des résultats significatifs malgré le faible nombre de sujets étudiés. Il faut garder à l'esprit le côté exploratoire de cette étude et le fait que les résultats pourront être étendus à d'autres groupes de population par la suite.

Pour des raisons de sécurité et de facilité de recrutement, nous nous intéressons à une population jeune (20-30 ans), de sexe masculin uniquement. De plus, pour des raisons de représentativité, les sujets doivent avoir une corpulence proche du 50^{ième} percentile. Ce choix permet aussi de faire correspondre au mieux la morphologie des sujets à celle du mannequin Hybrid III, précédemment utilisé pour les tests sur mannequin inerte. Les caractéristiques de la population d'étude sont résumées dans le Tableau 2-4 ci-dessous.

Les sujets sont recrutés à l'extérieur du laboratoire. Cela garantit que leur consentement a été accordé hors du cadre professionnel et qu'ils sont biens naïfs par rapport à l'expérience.

Tableau 2-4 : caractéristiques de la population d'étude

	stature (cm)	poids (kg)	age
moyenne	176.7	72.86	25.6
écart type	2.95	5.23	2.46

6/ Préparation des sujets

6.1 Préparation

Pour des raisons pratiques, les sujets sont revêtus d'une combinaison de style juste-au-corps.

Avant la série d'essais, ils sont équipés de marqueurs réfléchissants, collés avec un adhésif double face hypoallergénique.

Les sujets sont ensuite photographiés selon trois directions (face profil et $\frac{3}{4}$) afin de caler les dimensions du mannequin numérique sur leur anthropométrie et de connaître la position exacte des marqueurs sur la personne.

6.2 Informations et consignes données aux sujets

Des informations sur les essais ont été données aux sujets à différents moments précédents les essais, selon les modalités du texte de loi sur les essais biomédicaux (cf. 7/ Spécificités des essais biomédicaux sur l'être humain page 63).

Juste avant chaque essai, le sujet s'installe sur la plate-forme. Il a pour consignes de prendre une posture naturelle, un pied sur chaque plate-forme d'effort, et d'utiliser le dispositif de maintien éventuellement en place (cf. 3.2 Positions des volontaires et dispositifs de maintien page 49). Une fois installé, le dispositif de retenue empêchant la chute est ajusté et fixé au baudrier du sujet (cf. 6.4 Dispositif de retenue page 61). Le casque audio transmettant la musique et les questions est alors mis en place. Il est rappelé au sujet qu'il doit répondre le plus vite possible aux questions qui lui seront posées (cf. 6.3 Effet de surprise page 60).

Dans le cas général, aucune consigne sur le rattrapage n'est donnée. Pour les deux essais avec une contrainte sur la distance de rattrapage, il est expliqué au sujet qu'il ne doit pas toucher l'élastique tendu en face de lui (cf. Chapitre 23.3.2/Distance d'arrêt page 51).

La phase de lancement peut alors débuter. La perturbation en elle-même a lieu entre 30 secondes et 2 minutes après.

6.3 Effet de surprise

Le sujet doit réagir de la manière la plus naturelle possible à la perturbation. Bien qu'il soit informé du fait qu'une accélération va être appliquée à la plate-forme mobile, il ne doit pas pouvoir l'anticiper ou s'y préparer spécialement. Pour cela, plusieurs conditions sont à remplir :

- le sujet doit être relativement détendu et confiant par rapport à ce qui va lui arriver. C'est l'objectif de toutes les étapes de la prise en charge du sujet, de son recrutement jusqu'à son accueil le jour de l'essai. C'est aussi le rôle de l'ensemble des informations qui lui sont fournies : le sujet sait ce qui va se passer, dans quel but, et est au courant que l'ensemble du protocole est encadré par un dispositif législatif strict.
- le sujet, s'il sait que la plate-forme va être mise en mouvement, ne doit pouvoir anticiper ni le moment exact où la perturbation va être imposée, ni son intensité. Pour cela, on cherche à éliminer tous les types d'information qui pourraient le renseigner. On s'assure qu'il ne peut pas voir la mise en mouvement de chariot mouton (qui se situe derrière lui). Afin de masquer le

bruit fait par la catapulte lors de la phase de lancement, le sujet est équipé d'un casque audio par lequel est transmis de la musique à un volume élevé (le volume est ajusté juste en deçà de la gêne auditive).

- l'esprit du sujet ne doit pas être mobilisé sur le rattrapage d'équilibre. Pour cela, on applique une charge mentale au sujet tout au cours de la phase de lancement. Par l'intermédiaire du casque audio, un opérateur lui pose une succession de questions simples auxquelles il doit répondre le plus rapidement possible. Cette série de questions-réponses débute dès que le sujet est installé et se termine avec la perturbation. Exemples de questions : Combien font $24 + 98$? Epelez le mot "biomécanique", etc.

6.4 Dispositif de retenue

Un dispositif de retenue permet de prévenir les risques de chute et de maintenir le sujet dans un périmètre délimité, même en cas de perte totale d'équilibre.

Les sujets sont équipés d'un baudrier complet. Ce dernier est relié au portique de la plate-forme mobile via une longe attachée à son point dorsal (cf. Figure 2-15 ci-dessous). L'ensemble de ce matériel est fourni par la société Froment et est certifié aux normes sur les Equipement de Protection Individuel en vigueur dans le monde du travail en hauteur (normes EN 354, EN 355, EN 361 et EN 362).



Figure 2-15 : sujet équipé du baudrier et de la longe

La longueur de la longe et la position du point d'attache au portique sont ajustées au mieux pour que :

- la personne puisse effectuer une flexion complète de la hanche;
- les genoux du sujet ne touchent pas le plancher de la plate-forme mobile lorsqu'il se retrouve suspendu dans son harnais;
- il n'y ait pas d'excursion en dehors d'un périmètre défini par les bords de la plate-forme mobile;
- les mouvements du sujet à l'intérieur de ce périmètre ne soient pas entravés.

Ainsi, en cas de chute, ou si la personne ne peut pas restaurer son équilibre dans le périmètre défini par la plate-forme mobile, elle se retrouvera retenue par la longe dans le harnais. On prévient ainsi les risques de chute au sol ou hors de la plate-forme, ainsi que les chocs avec le portique.

Ce matériel et sa mise en place dans le cadre de notre étude ont été validés à l'aide d'essais préliminaires : 1/ essais statiques avec des personnes volontaires; 2/ essais dynamiques sur mannequin.

7/ Spécificités des essais biomédicaux sur l'être humain

En France, les recherches biomédicales sont strictement encadrées par un texte de loi, dit Loi Huriet-Sérusclat. Ce texte définit les frontières de la recherche biomédicale, l'ensemble des dispositions qu'il est nécessaire de prendre pour pouvoir mener de telles recherches, ainsi que le dispositif de contrôle et de répression qui permet de garantir une bonne application de cette loi. Les principaux points de ce texte sont résumés en annexe (cf. 3/Informations sur le texte de loi Huriet-Sérusclat page 298). Des mesures spécifiques ont été mises en œuvre pour respecter ce cadre légal. Cela a permis d'obtenir un avis favorable du CCPPRB¹⁴ de Lyon A à la réalisation de cette étude "sans bénéfice individuel direct". Ces mesures sont résumées ci-dessous.

⇒ *Informations données aux sujets*

Au cours de l'examen médical précédent les essais, un exemplaire du document dit "informations données aux volontaires et modalités de délivrance de cette information" (cf. annexe 4/Documents d'information remis aux sujets page 302) est transmis aux sujets. Dans ce document sont résumés par écrit les objectifs des essais, et ce en quoi ils consistent.

Lors de l'accueil des sujets, l'ensemble du dispositif expérimental leur est présenté et les informations précédentes sont redonnées oralement. Les sujets sont donc au courant que la plate-forme mobile sur laquelle ils seront installés sera mise en mouvement mais ils ne savent ni quand ni avec quelle intensité.

⇒ *Confort et confidentialités*

Une salle est mise spécifiquement à disposition des personnes volontaires participant à cette étude, afin qu'elles puissent se changer et se reposer dans des conditions de confort et de confidentialité adaptées. Il est mis à leur disposition de quoi se couvrir, se restaurer et se détendre. C'est dans cette salle que sont réalisées les mesures anthropométriques et que sont remplis les questionnaires.

⇒ *Utilisation des prises de vue et résultats*

L'ensemble des données concernant les sujets est strictement confidentiel. Leur consultation et leur traitement informatique ne sont autorisés qu'aux personnes qui collaborent à la recherche. Ces personnes doivent être désignées par le directeur de la recherche.

Lors de la publication ou la présentation des résultats de cette étude, l'anonymat des sujets doit être respecté.

⇒ *Sécurité*

Un certain nombre de causes de blessures potentielles ont été identifiées :

- Un mouvement brusque, ou une mauvaise prise d'appui lors de la phase de rattrapage. Il y a alors un risque au niveau des appuis au sol (avec torsion de la

¹⁴ Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale

cheville par exemple) ou au niveau des maintiens (avec risque de lésions du membre supérieur éventuellement).

- une chute hors de la plate-forme mobile.
- Les chocs secondaires. C'est le risque principal, qu'il s'agisse d'une chute au sol où bien d'un choc contre un des éléments montés sur la plate-forme mobile (portique, maintiens, etc.).

Il est à noter que le risque directement dû aux accélérations mises en jeu par la perturbation est quasiment nul. Celles-ci restent très faibles, bien en deçà des critères de blessures.

L'ensemble des mesures possibles a été pris pour prévenir ces accidents :

- Il a été vérifié à l'aide d'un mannequin inerte que la disposition des éléments sur la plate-forme mobile minimisait le risque de choc pour le volontaire.
- L'ensemble des éléments durs non fonctionnels se trouvant sur la plate-forme mobile (montant du portique, supports de siège...) sont capitonnés à l'aide d'éléments en mousse afin de limiter les conséquences d'un éventuel choc.
- Le dispositif de lancement est sécurisé, que ce soit au niveau des procédures de lancement et/ou annulation du tir ou au niveau des nombreuses sécurités physiques installées sur le matériel lui-même.
- Un dispositif de retenue du volontaire est utilisé. Ce dispositif (cf. 6.4 Dispositif de retenue page 61) permet de prévenir les risques de chute au sol ou hors de la plate-forme, ainsi que les chocs avec le portique.
- Les niveaux d'accélérations mis en jeu sont issus de situations réelles couramment rencontrées dans les transports en commun.
- Ce protocole repose sur une série d'essais réalisés avec un mannequin de choc debout (Hybrid III fabriqué par First Technology – UK) de morphologie équivalente aux volontaires, ce qui nous a permis de vérifier la non dangerosité des essais envisagés et l'efficacité du dispositif de retenue envisagé.

8/ Bilan sur le protocole

A l'issue de cette étude, il est possible de dresser un premier bilan a posteriori du protocole expérimental mis en œuvre.

Un certains nombres de points sont satisfaisants :

- Aucun sujet ne s'est blessé au cours de l'expérience.
- Les retours des sujets concernant ces essais sont très satisfaisants (cf. questionnaires) : ces essais n'ont pas été jugés pénibles, et les sujets déclarent avoir été globalement surpris par la mise en mouvement de la plate-forme mobile.
- Les situations testées sont pertinentes par rapport à la réalité des transports en commun : utilisation de dispositifs de maintien, espace suffisant pour le rattrapage, freinage suffisamment tardif pour pas interférer avec rattrapage, etc.
- Le dispositif de création de la perturbation s'est avéré extrêmement fiable. La répétabilité des profils d'accélération est très bonne.

En revanche, certains points demanderaient à être améliorés :

- Le dispositif de création de perturbation ne permet pas d'évaluer indépendamment les différents paramètres de la perturbation : accélération maximum, Jerk ou durée de la perturbation.
- Le dispositif expérimental est lourd à mettre en œuvre : mise en place du chariot lanceur et de la plate-forme mobile, changement de configurations du chariot lanceur (rondelles Bellevilles et masses), installation des dispositifs de maintien sur la plate-forme mobile, etc. De plus, le temps d'attente incompressible entre 2 essais (rechargement des accumulateurs de la catapulte) est relativement long (environ 30 minutes). Tout cela fait qu'il est délicat de mettre en œuvre de grosses séries d'essais.
- Un matériel expérimental extrêmement important serait nécessaire pour capturer le mouvement et effectuer les mesures dynamiques (plates-formes d'effort) sur toute la durée du rattrapage. L'utilisation de 2 plates-formes d'effort n'a permis d'enregistrer correctement la dynamique que pour le 1^{er} pas de rattrapage. De même, la capture du mouvement à l'aide de 5 caméras Motion Analysis n'est généralement pas assez précise pour reconstruire les mouvements jusqu'à l'arrêt complet du sujet. Bien que les principaux phénomènes interviennent rapidement après la perturbation, il serait intéressant de pouvoir mesurer correctement l'ensemble du mouvement de rattrapage.
- L'analyse des résultats dynamiques fait ressortir que la plate-forme mobile vibre lorsqu'elle est en mouvement (cf. Chapitre 6 5.2.5/Il existe des composantes basses fréquences dans les mouvements page 249). Ces vibrations de basses fréquences (4-5 Hz) perturbent notamment les résultats du calcul des forces et moments articulaires. Elles proviennent probablement des pneumatiques sur lesquels est montée la plate-forme. Il serait intéressant, dans le cas où un nouveau dispositif expérimental serait mis au point, d'envisager des solutions pour éviter ce problème (eg. plate-forme montée sur des rails).

Chapitre 3 -

Premières analyses des résultats de l'expérience

1/ Introduction	68
2/ Commentaires sur l'expérience	69
2.1 Perception globale de l'expérience	69
2.2 Utilisation des transports en commun par les sujets	70
2.3 Analyse visuelle des mouvements de rattrapage d'équilibre	72
3/ Sensations ressenties par les sujets pour les différentes situations expérimentales	75
3.1 Données	75
3.2 Analyse statistique	76
3.3 Discussion	81
4/ Temps de réaction des sujets	84
4.1 Méthode	84
4.2 Résultats	88
4.3 Analyse statistique	89
4.4 Discussion	91
5/ Conclusion	94

1/ Introduction

Le chapitre précédent décrit les expériences qui ont été réalisées sur le rattrapage d'équilibre de sujets volontaires. Une série d'analyses peut être menée sur les résultats de ces expériences, sans que cela ne nécessite de traitements complexes. Ces premières analyses font l'objet de ce chapitre.

Les commentaires présentés dans la première partie permettent d'illustrer l'expérience : quels types d'utilisateurs de transports en commun ont participé à l'expérience, comment l'ont-ils ressentie, et quels types de mouvements ont-ils effectués.

Les deux parties suivantes sont consacrées à l'influence des conditions expérimentales sur 2 paramètres liés aux sujets : les notes de ressenti, et les temps de réactions.

2/ Commentaires sur l'expérience

2.1 Perception globale de l'expérience

Dans le questionnaire sur le ressenti global de l'expérience, les sujets devaient évaluer l'expérience à travers 4 qualificatifs. Les résultats sont résumés dans le Tableau 3-1 ci-dessous.

Les sujets ont un ressenti positif de cette expérience. Elle ne leur a pas paru fatigante, ni particulièrement longue. Un seul sujet sur les 10 a jugé l'expérience très pénible. Enfin, l'originalité de cette expérience et des outils utilisés lui a donné un côté ludique. Cela nous permet de vérifier que l'ensemble de l'expérience – nombre d'essais, prise en charge des sujets, etc. - a été bien conçu vis-à-vis des sujets.

Tableau 3-1 : nombre de réponses des 10 sujets aux différents qualificatifs globaux de l'expérience

longue	pas du tout	6
	un peu	4
	très	0
fatigante	pas du tout	10
	un peu	0
	très	0
pénible	pas du tout	5
	un peu	4
	très	1
amusante	pas du tout	0
	un peu	4
	très	6

Les commentaires laissés par les sujets après chaque essai et à l'issue des 2 séries permettent aussi de retirer certaines informations sur l'expérience.

Il apparaît en effet que les sujets n'arrivent pas à anticiper la mise en mouvement de la plate-forme, ce qui indique que le dispositif garantissant l'effet de surprise est efficace.

De plus, toujours d'après les commentaires des sujets, les contraintes de distance ont compliqué le rattrapage d'équilibre, tandis que l'entrave du mouvement des bras ne les a pas perturbés.

Enfin, les perturbations testées sont souvent comparées à des événements réels rencontrés dans les transports en commun. Cependant, la plupart du temps l'intensité de ces événements est plus faible que ce que la situation expérimentale est censée représenter : la perturbation faible est censée représenter un freinage d'urgence et est souvent ressentie par les sujets comme un "coup de frein", ou un "arrêt en station". De même la perturbation FORTE, censée être caractéristique d'une légère collision est plutôt ressentie comme un "freinage brusque". Or, les cinématiques observées (voir plus bas) sont plutôt en accord avec ce que sont censées représenter les perturbations testées (un freinage d'urgence et une très légère collision). Il semblerait donc qu'il y ait un décalage entre la perturbation et son ressenti par les sujets. Cela peut s'expliquer par le fait que la tolérance des sujets vis-à-vis des perturbations diffère

selon le cadre dans lequel ils se trouvent : lors d'expériences sur le rattrapage d'équilibre menées en laboratoire, les sujets sont préparés à subir des perturbations. Ils sont donc plus indulgents que dans le cadre d'un trajet dans un véhicule de transport en commun. Il serait intéressant de vérifier cela lors d'essais menés in situ.

2.2 Utilisation des transports en commun par les sujets

Les réponses au questionnaire global nous permettent de mieux cerner quels types d'utilisateurs de transport en commun sont les sujets qui ont participé à l'expérience. Cela permet aussi d'obtenir quelques informations sur l'utilisation qu'ils font des différents dispositifs de maintien.

Les réponses des sujets concernant leur utilisation des transports en commun sont rapportées dans le Tableau 3-2 ci-dessous. Il apparaît que les sujets qui ont participé à l'expérience, bien que du même groupe d'âge, représentent un panel assez large d'utilisateurs, tant dans la fréquence d'utilisation que dans le type de transport utilisé.

Tableau 3-2 : réponses des sujets aux questions concernant leur utilisation des transports en commun

questions	choix possibles	nombre de réponses
fréquence utilisation des TC	tous les jours	3
	plusieurs fois / semaine	3
	quelques fois/mois	4
	moins d'une fois/mois	0
type de TC utilisé	bus	5
	métros	10
	tramways	5
	trains	5
	autre	0

De plus, tous les sujets ont déjà vécu des situations qui ont engendré des déséquilibres importants ou des chutes pour eux ou pour les autres passagers du véhicule. Cela peut être illustré par un exemple de réponse à la question " Avez-vous déjà subi des chutes ou des déséquilibres au cours de vos déplacements? Si oui, pouvez vous décrire la situation, le contexte, ce qu'il s'est passé pour vous ou pour les autres voyageurs" :

"Oui plusieurs fois mais je ne suis jamais tombé.

Exemple de situation : accident de tramway contre une twingo, arrêt d'urgence du métro ligne D, démarrage de bus, etc.

Dans tous les cas, l'accélération est très forte et on s'accroche à ce qu'on peut pour ne pas tomber (barre, siège, ou autre personne). Certains voyageurs se sont fait mal en se cognant contre les barres ou contre les parois extérieures du véhicule."

Ces témoignages sont en accord avec ce que laissent ressortir les études d'accidentologie : des blessures, même légères, sont causées lors d'incidents peu intenses mais fréquents. Le fait que tous les sujets aient vécu ce type d'incidents est un bon indicateur de l'ampleur du problème.

L'utilisation des dispositifs de maintien par les sujets a été évaluée en classant différentes postures par fréquence d'utilisation et par ordre de préférence.

Afin de présenter les résultats de manière synthétique, le décompte des réponses pour chaque catégorie a été effectué et une pondération est appliquée en fonction de la catégorie : une réponse "très souvent" ou un classement en 1^{ère} position dans l'ordre de préférence compte pour 4, tandis qu'une réponse "jamais" ou en dernière position dans l'ordre de préférence compte pour 0. Le résultat pondéré est la somme des réponses pondérées divisée par le nombre de réponses. Un exemple de calcul du résultat pondéré est donné dans le Tableau 3-3 ci-dessous : à partir des catégorisations effectuées par les 10 sujets, un score pondéré de fréquence "2,4" est attribué à la posture debout.

Tableau 3-3 : exemple de pondération

posture	choix possibles	nombre de réponses	coefficient	somme pondérée	résultat pondéré
debout	très souvent	1	4	24	2,4
	souvent	4	3		
	parfois	3	2		
	rarement	2	1		
	jamais	0	0		

Les résultats pondérés pour les fréquences et les préférences d'utilisation des postures sont indiqués dans le Tableau 3-4 ci-dessous. Il apparaît que la position dos en appui est la plus courante, tandis que les positions "debout sans appui", "assis" et "tenu à une barre verticale" sont utilisées à la même fréquence. La posture assise est évidemment celle que préfèrent les sujets. Un meilleur confort associé à cette posture est systématiquement invoqué pour expliquer ce choix. A l'inverse, et pour les mêmes raisons, la posture debout sans appui est classée en dernière position dans l'ordre de préférence. Plus intéressant, les sujets préfèrent nettement être le dos en appui que tenus à une barre verticale. Deux justifications reviennent fréquemment : une meilleure stabilité, et la possibilité d'avoir les mains libres. Nous verrons que l'analyse des questionnaires sur le ressenti des sujets permet de faire ressortir et d'expliquer cette différence de préférence entre les postures "dos en appui" et "tenu à une barre" (cf. 3/ Sensations ressenties par les sujets pour les différentes situations expérimentales page 75).

Il faut cependant rappeler que la question de l'orientation des sujets par rapport à la marche du véhicule n'a pas été prise en compte dans ce questionnaire. Il serait intéressant de savoir si elle a une influence ou non sur les préférences des sujets.

Tableau 3-4 : résultats pondérés sur les postures

question	posture	résultat pondéré
posture la plus fréquemment utilisée	dos en appui	31
	assis	26
	debout sans appui	24
	tenu à une barre	22
	autre ^(*)	4
posture préférée	assis	39
	dos en appui	28
	tenu à une barre	19
	debout sans appui	10
	autre ^(*)	4

(*) : appui dorsal plus bas ("les fesses en appui" d'après le sujet)

2.3 Analyse visuelle des mouvements de rattrapage d'équilibre

Les mouvements de rattrapage d'équilibre sont analysés grâce aux prises de vue vidéo. Cela permet une première évaluation des déséquilibres subis par les sujets. De plus, la description succincte des cinématiques permet de rendre compte aux personnes extérieures des types de mouvement observés.

2.3.1 Déséquilibres

Dans la plupart des situations expérimentales, les sujets ont besoin d'effectuer au moins un pas de rattrapage pour restaurer leur équilibre. Le fait de faire un pas de rattrapage est évalué visuellement puis vérifié avec la mesure d'effort vertical sous chaque pied. On peut constater avec le Tableau 3-5 ci-dessous que le sujet ne peut se dispenser de pas de rattrapage que lorsque 2 conditions sont réunies : 1/ le niveau de perturbation est faible; 2/ le rattrapage est facilité par l'utilisation d'un dispositif de maintien. Ce tableau montre aussi que l'appui dorsal est très efficace à faible niveau d'accélération. Ce dernier point se retrouvera dans la suite de ce chapitre (cf. 3/ Sensations ressenties par les sujets pour les différentes situations expérimentales page 75).

Le recensement des essais où le sujet effectue un pas de rattrapage permet aussi de situer les niveaux de perturbation testés par rapport aux limites de perte d'équilibre citées dans la littérature. Ces limites sont souvent caractérisées par le niveau de perturbation au-delà duquel les sujets doivent effectuer un pas de rattrapage. Il est nécessaire de prendre un certain nombre de précautions dans l'exploitation de ces données, car la description des paramètres temporels de la perturbation et des consignes données aux sujets est souvent insuffisante. Il est tout de même possible de se situer par rapport à certaines d'entre elles. Par exemple, De Graaf et Van Weperen [DEG 97] font subir à des sujets debout sans appui des perturbations dont l'accélération maximum est 1 m/s^2 et dont les valeurs de suraccélération (Jerk) sont similaires à celles utilisées ici (10 m/s^3). Pour un mouvement de tapis vers l'arrière des sujets, De Graaf et Van Weperen relèvent que 2,5% d'entre eux ont pu restaurer leur équilibre sans marcher. Dans notre étude, à faible niveau de perturbation (accélération maximum de 2 m/s^2), tous les sujets ont du faire un pas de rattrapage lorsqu'ils n'ont pas utilisé de dispositif de maintien, tandis qu'avec un dispositif, moins d'un tiers d'entre eux ont effectué un pas (cf. Tableau 3-5 ci-dessous). Ces résultats sont cohérents avec ceux de De Graaf et Van Weperen.

Dans le même ordre d'idée, Morris [MOR 04] a soumis un sujet debout à des profils de décélération longitudinaux (déséquilibre du sujet vers l'avant) caractéristiques des transports en communs : un plateau de décélération de 2 secondes, avec une rampe de montée entre 5 et 10 m/s^3 . Contrairement à notre étude, le sujet a moins d'1 mètre pour restaurer son équilibre, sinon un tapis mou entraîne sa chute. Morris rapporte que sans dispositif de maintien, le sujet a chuté à partir d'un plateau d'accélération de 4 m/s^2 , tandis qu'avec un dispositif le sujet n'a chuté qu'à 6 m/s^2 . Encore une fois, ces ordres de grandeur sont cohérents avec ce que nous avons pu observer dans nos essais.

On peut ainsi valider le protocole expérimental (consignes données aux sujets, effet de surprise, etc.) et supposer que les réactions observées sont correctes.

Tableau 3-5 : pourcentage d'essais pour chaque situation expérimentale où le sujet a eu besoin d'un pas de rattrapage pour restaurer son équilibre

niveau de perturbation	contraintes	type de maintien	% d'essais avec pas de rattrapage
faible	∅	∅	100
	∅	appui dorsal	0
	∅	barre verticale	33
FORT	∅	∅	100
	∅	appui dorsal	100
	∅	barre verticale	100
FORT	∅	∅	100
Intermédiaire	∅	∅	100
FORT	bras	∅	100
faible	distance	∅	100
FORT	distance	∅	100

2.3.2 Cinématique du rattrapage

Aucune perte totale d'équilibre n'a été constatée au cours de l'expérience. Certains sujets semblent très fortement déséquilibrés, et une partie d'entre eux ont été au moins une fois retenus par le baudrier en bout de plate-forme (7 sujets sur 10 pour la situation expérimentale 12). Cependant, aucune chute au sol n'a été constatée.

Pour les essais à faible niveau de perturbation, les sujets ne se déplacent pas beaucoup par rapport à la plate-forme. Généralement un seul pas de rattrapage est suffisant. En revanche, à fort niveau de perturbation, l'amplitude des cinématiques est importante. Les sujets retenus dans le baudrier en bout de plate-forme ont parcouru presque 4 mètres !

L'utilisation d'un dispositif de maintien réduit cette distance d'arrêt. Les prises de vue vidéo rendent bien compte de l'influence des différents dispositifs.

L'appui dorsal introduit une première phase au rattrapage d'équilibre au cours de laquelle le sujet se comporte comme un pendule : les effets inertiels le font "se relever" (cf. Figure 3-5 page 82). Le sujet part donc moins vite en avant. Dans le cas d'un essai à FORTE perturbation, le sujet se rattrape à l'aide de 3 ou 4 pas sur une distance de 2 mètres environ. La perturbation faible n'est pas suffisante pour faire "basculer" le sujet. Il n'est que légèrement soulevé de son appui puis revient naturellement en position initiale.

Dans le cas de l'utilisation d'une barre de maintien, la main du sujet reste fixe sur la barre, ce qui limite les déplacements vers l'avant du sujet. Il n'a jamais été constaté qu'un sujet lâche la barre. Dans le cas des essais à faible niveau de perturbation, l'utilisation de la barre suffit à enrayer le déséquilibre. On constate donc une légère flexion du buste associée à une faible rotation axiale. En revanche dans le cas d'essais fortement perturbés, l'utilisation de la barre ne permet pas d'enrayer totalement le déséquilibre vers l'avant. Les sujets doivent effectuer en moyenne 2 pas de rattrapage. La main droite restant fixe sur la barre, cela implique une rotation du haut du corps

et/ou une "ouverture" de l'épaule (rotation externe) importantes. La combinaison entre rotation du haut du corps et ouverture de l'épaule dépend des sujets.

Dans la plupart des essais, un mouvement du (des) bras libre(s) est effectué. Il s'agit la plupart du temps d'une flexion des coudes associée à une abduction des épaules. Ce mouvement est plus ou moins marqué selon les sujets et le niveau de déséquilibre : l'amplitude de ce mouvement est plus importante pour les essais à forte perturbation, et pour les essais sans dispositif de maintien. Ces observations sont conformes à celles de McIlroy et Maki [McI 94a].

Le fait d'entraver ce mouvement de bras ne modifie apparemment que la cinématique des membres supérieurs. En revanche, lorsqu'une contrainte de distance est imposée, les sujets ont tendance à plus fléchir le buste vers l'avant. L'analyse des vidéos nous permet aussi de vérifier que les contraintes de distance sont à la limite de performance des sujets : les sujets sont toujours très proches d'enfreindre la contrainte, et 1 sujet sur les 4 n'arrive pas du tout à la respecter à FORT niveau d'accélération.

3/ Sensations ressenties par les sujets pour les différentes situations expérimentales

L'objectif de cette partie est d'analyser les notes de ressenti données par les volontaires à l'issue de chaque essai. Un traitement adéquat des données permet d'obtenir des résultats comparables entre eux. Ensuite, une analyse statistique fait ressortir les paramètres influents sur les sensations de déséquilibre ou d'efficacité ressenties par les sujets. Grâce à cela, les notions de "niveau de déséquilibre" et "d'efficacité d'un dispositif de maintien" sont mieux cernées. Le rôle des différents dispositifs de maintien est lui aussi mis en évidence, ce qui permet d'expliquer les préférences des sujets en terme de posture.

3.1 Données

3.1.1 Données brutes

À l'issue de chaque essai, les sujets sont amenés à évaluer le niveau de déséquilibre ressenti. Si un dispositif de maintien est utilisé au cours de l'essai, les sujets doivent en plus évaluer l'efficacité de ce dispositif et son agressivité. Lors de la deuxième série d'essais, les sujets doivent aussi évaluer la difficulté à rattraper leur équilibre. Cette évaluation s'est faite de manière classique par une note sur une échelle de 0 à 10. En l'absence de référence, tous les sujets n'ont pas utilisé cette échelle de la même manière. Afin de pouvoir comparer les résultats entre eux, un recalage des données est nécessaire.

3.1.2 Traitement des données

Pour cela, nous avons utilisé la transformation mathématique utilisée de manière classique en ergonomie pour calculer un indice d'inconfort (Standard Discomfort Score, [OSU 05] [GES 85]). Cette transformation permet de comparer l'inconfort estimé par différents sujets dans une même situation. L'ensemble des notes données par un sujet est pris en compte. Cette transformation permet d'imposer que sa note la plus faible soit 0, sa note maximum soit 10 et la moyenne de ses notes soit 5 :

$$X_{normalisé} = 10 * \frac{(X_{brut} - note_{mini})}{(note_{maxi} - note_{mini})}$$

L'effet de cette transformation est illustré dans la Figure 3-1 et le Tableau 3-6 ci-dessous.

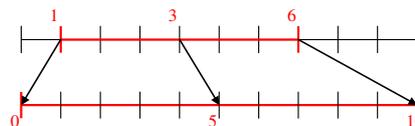


Figure 3-1 : illustration du recalage des données

Tableau 3-6: exemple de notes brutes et recalées pour un sujet (1ère série d'essais)

situation exp.	notes brutes			notes recalées		
	déséquilibre	efficacité	agressivité	déséquilibre	efficacité	agressivité
11	1			0,00		
12	9			10,00		
13	1	7	3	0,00	8,33	10,00
14	6	2	2	6,25	0,00	6,67
15	1	8	0	0,00	10,00	0,00
16	5	4	1	5,00	3,33	3,33

3.1.3 Résultats recalés

Les résultats de chacune des deux séries d'essai ont été recalés indépendamment. Les Tableau 3-7 et Tableau 3-8 ci-dessous présentent les notes recalées moyennes et leur écart type ("s.d.") pour les deux séries d'essais.

Seuls 4 sujets ont participé à la deuxième série d'essais. Cela explique que la variabilité des résultats inter sujets est très importante.

Tableau 3-7 : scores recalés pour la première série d'essai

niveau de perturbation	type de maintien	niveau de déséquilibre		efficacité du dispositif de maintien		agressivité du dispositif de maintien	
		moyenne	s.d.	moyenne	s.d.	moyenne	s.d.
faible	∅	2,59	1,89				
	appui dorsal	0,00	0,00	5,45	3,76	2,17	4,16
	barre verticale	2,17	1,91	8,72	2,05	2,28	3,24
FORT	∅	9,56	1,41				
	appui dorsal	7,75	1,99	1,60	2,85	0,92	2,17
	barre verticale	7,77	2,12	5,68	4,48	8,33	3,60

Tableau 3-8 : scores recalés pour la deuxième série d'essai

niveau de perturbation	contraintes	niveau déséquilibre		difficulté rattrapage	
		moyenne	s.d.	moyenne	s.d.
FORT	∅	6.67	2.36	5.21	1.72
Intermédiaire	∅	0.00	0.00	0.00	0.00
FORT	bras	5.42	4.17	3.96	3.15
faible	distance	0.00	0.00	2.71	0.42
FORT	distance	9.17	1.67	10.00	0.00

3.2 Analyse statistique

Une série d'analyses de la variance (ANOVA) à plusieurs niveaux a été menée. Le but est de rechercher quelles sont les variables significatives sur : 1/ les niveaux de déséquilibre ressenti; 2/ l'efficacité des dispositifs de maintien.

3.2.1 Niveau de déséquilibre ressenti

La variable dépendante est la note de déséquilibre recalée donnée par chaque sujet. Dans un premier temps, on recherche toutes les causes possibles qui ont pu avoir une influence sur les résultats. Les variables indépendantes "naturelles" de la première

série d'essai (variables contrôlées) sont le niveau de perturbation et le type de posture (debout, dos en appui ou tenu à une barre verticale). En plus de ces 2 variables, on souhaite vérifier que le sujet et l'ordre des essais n'ont pas d'influence. Le facteur "ordre" correspond à la place de l'essai dans la série (de 1 à 6).

Une ANOVA est donc faite sur ces 4 facteurs, sans considérer les interactions. Les résultats sont présentés dans le Tableau 3-9 ci-dessous.

Tableau 3-9 : ANOVA à 4 facteurs sans interaction sur le niveau de déséquilibre

Facteurs	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
perturbation	644.1	1	644.1	205.9	0
posture	45.0	2	22.5	7.2	0.002
sujet	35.5	9	3.9	1.3	0.287
ordre	3.5	5	0.7	0.2	0.950
Erreur	131.4	42	3.1		
Total	906.2	59			

Il apparaît nettement que l'ordre des essais n'a pas d'influence sur les notes de déséquilibre ($p >> 0.01$). La variable sujet ne semble pas non plus significative.

Une nouvelle ANOVA est donc faite en ne considérant plus que 3 facteurs. Il est alors possible d'étudier les interactions du premier ordre. Les résultats sont présentés dans le Tableau 3-10 ci-dessous.

Tableau 3-10 : ANOVA à 3 facteurs avec interactions du 1^{er} ordre sur le niveau de déséquilibre

Facteurs	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
perturbation	687.6	1	687.6	214.0	0
posture	48.3	2	24.1	7.5	0.004
sujet	35.5	9	3.9	1.2	0.340
perturbation*posture	11.9	2	5.9	1.8	0.185
perturbation*sujet	8.9	9	1.0	0.3	0.962
posture*sujet	56.2	18	3.1	1.0	0.523
Erreur	57.8	18	3.2		
Total	906.2	59			

Cela confirme que les sujets n'ont pas d'influence sur les notes de déséquilibre ressenti. La seule interaction éventuellement significative serait entre la posture et la perturbation.

Une nouvelle ANOVA est donc faite en ne considérant que les 2 facteurs perturbation et posture ainsi que l'interaction du 1^{er} ordre entre ces 2 facteurs (cf. Tableau 3-11 ci-dessous).

Tableau 3-11 : ANOVA complète à 2 facteurs sur le niveau de déséquilibre

Facteurs	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
perturbation	669.0	1	669.1	235.9	0
posture	49.7	2	24.8	8.7	0.0005
perturbation*posture	14.7	2	7.4	2.6	0.0839
Erreur	153.2	54	2.8		
Total	906.2	59			

Les 2 facteurs sont bien significatifs ($p < 0.001$). L'effet de l'interaction se trouve à la limite de significativité ($p \approx 0.05$). Pour clarifier ce point, un test de comparaison multiple des moyennes des différentes paires est effectué. La Figure 3-2 ci-dessous indique pour chaque combinaison de perturbation et de posture la moyenne des notes obtenus et un intervalle de confiance à 95%.

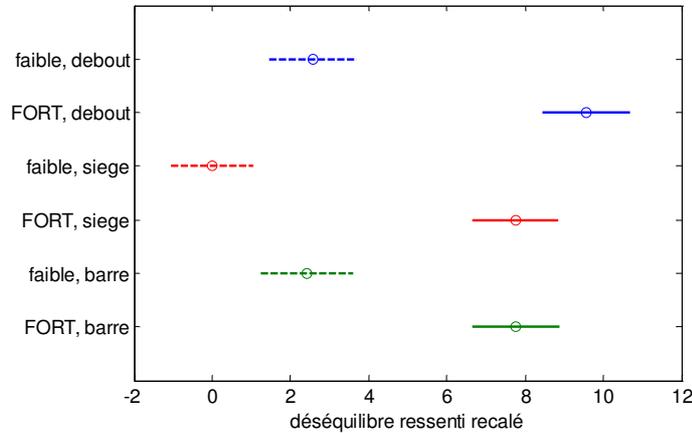


Figure 3-2 : moyenne et intervalle de confiance à 95% des notes de déséquilibre pour chaque combinaison de perturbation et de posture

On voit que l'effet d'interaction vient principalement de l'utilisation de la barre de maintien. En effet, celle-ci n'a quasiment pas d'influence à faible niveau de perturbation (résultats comparables à ceux de la posture debout sans appui), tandis que son influence est comparable à celle de l'appui dorsal à fort niveau de perturbation.

Pour vérifier cela, une dernière ANOVA est menée sans prendre en compte les essais avec la barre verticale. Le Tableau 3-12 ci-dessous montre que l'interaction entre perturbation et posture n'est plus significative ($p >> 0.05$). L'influence de l'appui dorsal est identique, à faible et FORT niveau de perturbation.

Tableau 3-12 : ANOVA complète à 2 facteurs sur le niveau de déséquilibre sans les essais avec barre verticale

Facteur	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
perturbation	541.5	1	541.5	228.7	0
posture	48.3	1	48.3	20.4	0.0001
perturbation* posture	1.5	1	1.5	0.6	0.43
Erreur	85.3	36	2.4		
Total	676.6	39			

3.2.2 Efficacité du dispositif de maintien

Le même type d'étude est mené sur les notes d'efficacité du dispositif de maintien. Comme précédemment nous cherchons à étudier les effets de la perturbation, de la posture, de l'ordre des essais et du sujet. Le Tableau 3-13 ci-dessous montre les résultats de l'ANOVA faite sur ces 4 facteurs, sans considérer les interactions.

Tableau 3-13 : ANOVA à 4 facteurs sans interaction sur l'efficacité du dispositif de maintien

Facteur	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
perturbation	168.9	1	168.9	15.3	0.0006
posture	120.6	1	120.6	10.9	0.0029
ordre	93.8	3	31.3	2.8	0.0585
sujets	50.3	9	5.6	0.5	0.8558
Erreur	275.8	25	11.0		
Total	673.4	39			

La première remarque que l'on peut faire est que la notion d'efficacité du dispositif de maintien est assez difficile à cerner avec précision de la part des sujets. En effet, la proportion entre les variations non expliquées par ces 4 paramètres et les variations totales est ici très importante : $\text{Sum Sq.}(\text{Erreur}) / \text{Sum Sq.}(\text{total}) = 41\%$! Ce chiffre peut être, par exemple, comparé avec celui obtenu pour la sensation de déséquilibre (cf. Tableau 3-9 page 77) : 14%. Il faudra donc être prudent dans l'analyse des résultats concernant l'efficacité du dispositif de maintien.

On peut toutefois constater que le facteur sujet n'a pas d'influence ($p \gg 0.05$), tandis que les facteurs perturbation et posture sont significativement influents ($p < 0.001$ et $p < 0.05$ respectivement). L'ordre des essais est à la limite de significativité.

Une nouvelle ANOVA est donc faite en considérant les facteurs perturbation, posture et ordre et leurs interactions du 1^{er} ordre. Les résultats sont dans le Tableau 3-14 ci-dessous.

Tableau 3-14 : ANOVA à 3 facteurs avec interactions du 1er ordre sur l'efficacité du dispositif de maintien

Facteur	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
perturbation	116.1	1	116.1	11.1	0.0026
posture	135.3	1	135.3	12.9	0.0013
ordre	85.1	3	28.4	2.7	0.0655
perturbation* posture	0.2	1	0.2	0.0	0.9053
perturbation*ordre	28.1	3	9.4	0.9	0.4573
posture *ordre	10.1	3	3.4	0.3	0.8106
Erreur	283.6	27	10.5		
Total	673.4	39			

Aucune interaction n'est significative. L'ordre des essais est en revanche toujours juste au dessus de la limite de significativité ($p \approx 0.05$). L'ordre dans lequel sont effectués les essais n'a donc pas une influence complètement négligeable (12% de la variabilité totale). La Figure 3-3 ci-dessous du tracé de la note d'efficacité moyenne et de l'intervalle de confiance à 95% en fonction de la place de l'essai dans la série reflète cela.

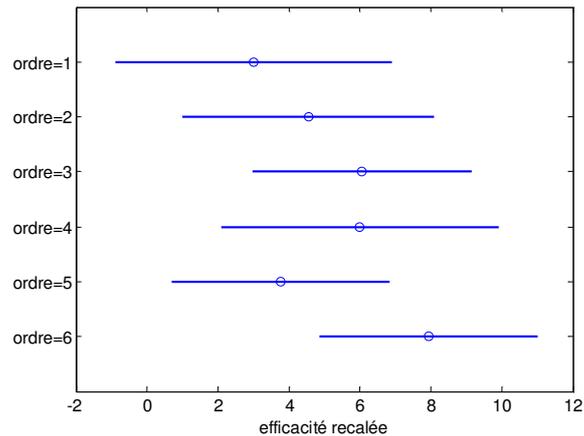


Figure 3-3 : moyenne et intervalle de confiance à 95% des notes d'efficacité en fonction de la position de l'essai dans la série

Ce point est surprenant car il a été vérifié que l'ordre des essais a bien été attribué de manière aléatoire : la corrélation entre l'ordre et la configuration expérimentale (6 combinaisons des 3 types de maintien et des 2 type d'accélération) est très faible ($R^2=0.06$). L'influence de la position de l'essai dans la série sur la note d'efficacité pourrait s'expliquer par le fait que l'efficacité d'un dispositif n'est pas une notion simple à appréhender. Cet effet de l'ordre des essais correspondrait donc à la familiarisation des sujets avec cette notion.

En revanche, il est possible d'affirmer que la perturbation et la posture sont des paramètres influents sur l'efficacité du dispositif ($p<0.05$), mais pas l'interaction de ces 2 paramètres. Cela indique que les 2 dispositifs de maintien ne sont pas aussi efficaces l'un que l'autre, et que l'importance de la perturbation influe sur l'efficacité des dispositifs, mais que ces 2 effets sont indépendants. Cela est explicité par la Figure 3-4 ci-dessous où la moyenne des notes et un intervalle de confiance à 95% sont tracés pour chaque combinaison de perturbation et de posture. Il apparaît clairement que la barre est jugée plus efficace que l'appui dorsal, et que l'augmentation du niveau de perturbation augmente la sensation d'efficacité des dispositifs. Cette augmentation de la sensation d'efficacité avec la perturbation est identique pour les 2 dispositifs.

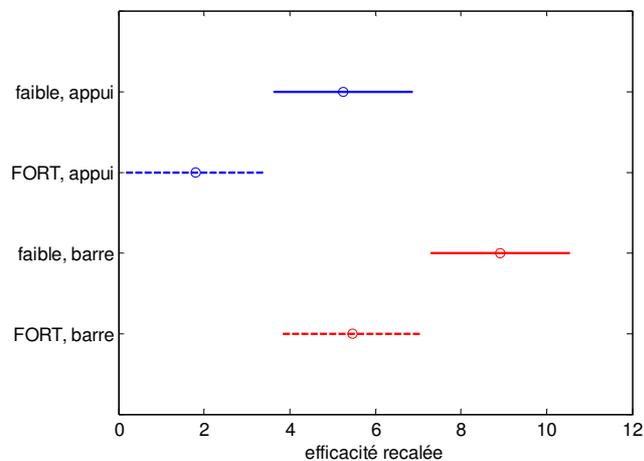


Figure 3-4 : moyenne et intervalle de confiance à 95% des notes d'efficacité pour chaque combinaison de perturbation et de posture

3.3 Discussion

3.3.1 Influence des différents sujets et de l'ordre des essais

L'analyse statistique fait apparaître que le facteur "sujet" n'a pas d'influence significative. Les réponses des différents sujets peuvent donc être considérées comme des répétitions.

De même, il a été montré que la position d'un essai dans la série n'a pas d'influence significative sur le niveau de déséquilibre ressenti par les sujets. Cela signifie qu'il n'y a pas d'effet d'apprentissage notable de la part des sujets au cours de la série d'essais.

Ce résultat est plus discutable concernant l'efficacité des dispositifs de retenue. Cependant, dans ce cas, il paraît cohérent d'invoquer une familiarisation des sujets avec la notion d'efficacité d'un dispositif. Cela conduit à penser que le comportement et le ressenti des sujets ne sont pas significativement modifiés au cours de la série d'essais. Les résultats des temps de réponse des sujets présentés dans la partie 4/ Temps de réaction des sujets tendent à confirmer cela.

3.3.2 Influence des dispositifs de maintien

Concernant l'influence des dispositifs de maintien, la barre verticale est jugée plus efficace que l'appui dorsal, bien que d'une manière générale elle limite moins le déséquilibre ressenti. Ces 2 notions semblent donc différentes pour les sujets. Ceci est confirmé par la très faible corrélation entre les scores d'efficacité des dispositifs et de déséquilibre ressenti : le calcul du coefficient de corrélation pour les essais où les 2 notes ont été attribuées (les situations expérimentales 13, 14, 15 et 16 pour les 10 sujets) donne un $R^2 = 0.06$.

Les scores d'efficacité élevés attribués à la barre verticale ainsi que les commentaires des sujets nous permettent de penser que l'efficacité d'un dispositif reflète la possibilité de restaurer son équilibre, après qu'un déséquilibre ait été induit.

Les 2 dispositifs testés agissent donc de 2 manières différentes sur le rattrapage d'équilibre. L'appui dorsal limite le déséquilibre, en modifiant la position initiale du sujet (cf. Figure 3-5 ci-dessous) : le sujet part d'une position plus stable et une partie de l'énergie de la perturbation est utilisée pour le faire "sortir" de cette zone de stabilité. En revanche, une fois que le sujet est déséquilibré, l'appui dorsal ne lui offre pas la possibilité de se rattraper. Ceci explique que :

- les notes d'efficacité attribuées à ce dispositif soient faibles;
- la note de déséquilibre la plus faible pour chaque sujet soit systématiquement attribuée à la situation expérimentale 13 (perturbation faible et appui dorsal). En effet, les perturbations faibles ne suffisent pas à faire sortir les sujets de leur zone d'équilibre stable. Ils ne ressentent donc pas de déséquilibre dans cette situation expérimentale.

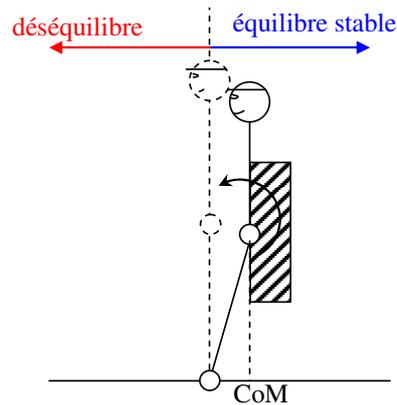


Figure 3-5 : illustration de l'effet d'un appui dorsal sur la stabilité de la posture initiale

A l'inverse, la barre verticale permet de rattraper le déséquilibre, mais n'améliore pas la stabilité de la posture initiale. La barre est donc jugée efficace par les sujets. En revanche, lorsque la perturbation est faible, le déséquilibre ressenti par les sujets est presque le même, qu'il ait une barre de maintien ou non (cf. Tableau 3-7 page 76).

Cette analyse permet de mieux comprendre pourquoi les sujets préfèrent utiliser un appui dorsal plutôt qu'une barre de maintien, comme cela a été montré dans le Tableau 3-4 page 71. Lors d'un trajet, la plupart des perturbations subies sont de faible amplitude. Elles n'induisent donc pas de déséquilibre pour les passagers en position stable contre un appui dorsal. En revanche, pour les passagers se tenant à une barre verticale, chacune de ces petites perturbations entraîne un déséquilibre qu'il faut compenser.

Il serait toutefois important de compléter et valider cette analyse à l'aide de données intégrant d'autres directions de perturbation afin de se rapprocher de situations réelles.

3.3.3 Influence des contraintes

L'analyse des notes données lors de la 2^{ème} série d'essais est essentiellement qualitative, car seuls 4 sujets y ont participé.

La première remarque est que le niveau de déséquilibre et la difficulté à rattraper semble évoluer de la même manière. Bien que l'influence des contraintes de distance apparaisse plus importante sur la difficulté de rattrapage que sur le déséquilibre ressenti, la corrélation entre ces 2 paramètres est élevée ($R^2=0.82$). Dans un premier temps, nous pouvons donc considérer que ces 2 notions sont identiques vis-à-vis du ressenti des sujets.

Le fait de limiter le mouvement des bras n'augmente pas la sensation de déséquilibre ou la difficulté de rattrapage. C'est un point qui sera repris dans le chapitre concernant l'analyse cinématique du rattrapage. En revanche le fait d'imposer une distance d'arrêt aux sujets augmente leur sensation de déséquilibre.

Un essai avec une perturbation intermédiaire sans contrainte est perçu comme un essai à faible perturbation avec une contrainte de distance. Cela permet de penser que le niveau de perturbation intermédiaire engendre un déséquilibre plus important que le niveau de perturbation faible. Cependant ce phénomène n'est pas quantifiable avec les données que l'on possède. Il serait nécessaire de tester plus de configurations afin de s'assurer que les effets sont bien linéaires. De plus il faudrait limiter la variabilité

inter-situations expérimentales. Cela passe par plus de répétitions (plus de sujets) pour chaque situation expérimentale. Il est aussi important de limiter le temps entre les essais afin de faciliter la comparaison entre les différentes situations. Ceci est d'autant plus important que l'on s'intéresse à des différences entre situations plus fines (introduction de niveaux intermédiaires par exemple).

4/ Temps de réaction des sujets

De la même manière que pour l'analyse des sensations ressenties par les sujets, nous nous sommes intéressés à l'influence des différentes situations expérimentales sur les temps de réaction des sujets. Pour cela, il a fallu mettre en place une méthode de mesure de ces temps de réaction, basée sur l'analyse des efforts à l'interface entre le sujet et le sol. Une analyse de la variance menée sur les résultats obtenus fait ressortir un certain nombre de variables influentes. La discussion permet de synthétiser ces résultats et de montrer, sans entrer dans les détails, qu'une approche neurophysiologique peut expliquer en partie ces résultats.

4.1 Méthode

4.1.1 Temps de réaction

On s'intéresse dans cette étude au temps de réaction des sujets. Cela correspond au temps qui s'écoule entre l'application d'une perturbation sur l'organisme et l'apparition d'une réponse mécanique.

Ce temps de réaction peut être considéré comme la composition de 2 délais comme cela est indiqué sur la Figure 3-6 ci-dessous : 1/ le temps qui s'écoule entre l'application de la perturbation et l'apparition de signal de réponse, couramment considéré comme le temps de réponse d'un système; 2/ le temps pour ce signal d'être transformé en action mécanique, que l'on retrouve dans la littérature sous le nom d'"electro-mechanical delay".

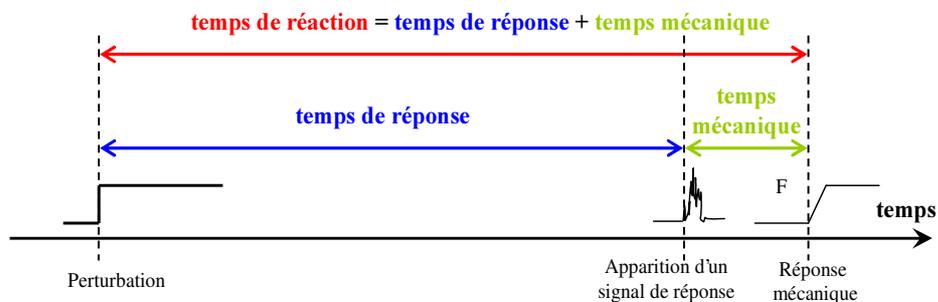


Figure 3-6 : les 2 composantes du temps de réaction

De manière classique, les temps de réponse sont mesurés à partir des signaux électromyographiques (EMG) mesurés à l'aide d'électrodes de surface. Müller et Redfern [MÜL 04] ont comparé, suite à des perturbations d'équilibre dues à une translation de surface d'appui, le temps d'apparition d'un signal EMG avec celui de début de mise en mouvement du centre de pression (COP) des sujets. Cela revient à comparer temps de réponse (apparition du signal EMG) et temps de réaction (début de la réponse mécanique). Ils ont ainsi pu vérifier que les deux sont corrélés, et que le temps de réaction est légèrement plus important que le temps de réponse (respectivement aux alentours de 160 ms et 120 ms pour un mouvement de plateforme vers l'arrière).

De la même manière, dans cette étude, nous avons souhaité mesurer le temps écoulé entre le début de la mise en mouvement de la plate-forme mobile et l'apparition des premières réponses mécaniques.

4.1.2 Principe de la mesure

Le temps de réaction est défini comme le temps écoulé entre 2 évènements : le début de la mise en mouvement de la plate-forme mobile et l'apparition des premières réponses mécaniques. La difficulté de la mesure consiste à repérer ces 2 évènements dans le temps. En effet, le dispositif expérimental utilisé dans cette étude pour mettre en mouvement la plate-forme - la mise en tension d'un câble - rend délicat le repérage exact du début de la perturbation. De même, du fait de la complexité des mouvements de rattrapage, la mesure des signaux EMG qui aurait pu nous donner une indication sur les temps de réaction n'a pas pu être effectuée.

Pour remédier à cela, l'idée est d'utiliser la mesure du torseur d'effort à l'interface entre le sujet et le sol pour repérer le début de mise en mouvement de la plate-forme et le début de la réaction des sujets.

Lorsque la plate-forme est immobile, et le sujet au repos, l'effort longitudinal est quasi-constant (nul si le sujet n'utilise pas de dispositif de maintien). Lorsque la plate-forme est mise en mouvement, les effets inertiels font apparaître un effort longitudinal. Le début de ce pic d'effort permet de repérer le début de la perturbation. De même, si le sujet est inerte, les moments du torseur d'effort pied/sol restent constants. Les réactions du sujet se traduisent donc par l'apparition de couples, notamment dans le plan horizontal. Dans cette étude, du fait que les perturbations se situent dans le plan sagittal des sujets, nous avons fait l'hypothèse que la réaction se traduit en premier lieu par l'apparition de couples transversaux, perpendiculaires au plan sagittal. Ceci est cohérent avec ce que font Müller et Redfern lorsqu'ils repèrent le début de la réaction par la mise en mouvement du COP dans la direction longitudinale. En effet, la position longitudinale du COP et le moment transverse sont directement reliés :

$$COP_{longi} = \frac{M_{transverse}}{F_{vertical}}$$

La détermination du temps de réaction des sujets se fait donc en mesurant le temps écoulé entre l'initiation du pic d'effort longitudinal et celle du pic de moment transverse, comme on peut le voir sur la Figure 3-7 ci-dessous.

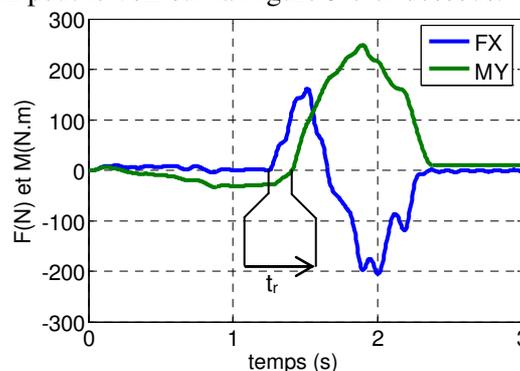


Figure 3-7 : détermination du temps de réaction (t_r) à partir de mesure d'effort longitudinal (F_x) et de moment transversal (M_y). Les courbes ont été recalées à 0 pour $t=0$

4.1.3 Repérage du début des pics

Plusieurs méthodes ont été envisagées pour rendre automatique la détection du début des pics sur les courbes d'effort et de moment. Aucune ne s'est montrée complètement satisfaisante pour repérer le début du pic de moment transverse. Toutes ont buté sur 3 difficultés principales :

- Avant la perturbation, les moments transverses ne sont pas complètement constants (cf. Figure 3-7 ci-dessus). En effet, l'équilibre debout est instable. La posture initiale est donc maintenue par contrôle, et n'est donc pas rigoureusement stationnaire. Ce contrôle implique de légères variations sur les moments dans le plan horizontal, et ceci avant même que la réaction à la perturbation elle-même n'ait lieu.
- La forme de la courbe de moment transverse dépend de la réaction des sujets. Elle varie donc selon les sujets et les situations expérimentales, ce qui complique la détection du début du pic.
- Le corps humain n'est pas un système parfait. Ainsi, des couples passifs apparaissent dans les articulations dès que celles-ci sont mises en mouvement. Ces couples ne correspondent pas à une action de la part des sujets et il ne faut pas les prendre en compte dans la mesure du temps de réaction. Selon les situations expérimentales, le début du pic de moment est donc plus ou moins perturbé par ces couples passifs.

Cette difficulté à déterminer une méthode automatique de détection du début de la réaction à l'aide des variables dynamiques n'est pas nouvelle. Dans leur article Müller et Redfern proposent par exemple de repérer le début de la réaction par l'instant où la dérivée seconde de la position de COP sur l'axe longitudinal s'annule pour la 3^{ième} fois. Cette règle n'est pas réellement satisfaisante puisqu'elle est complètement empirique, et donc pas forcément extrapolable à d'autres situations expérimentales. De plus Müller et Redfern rapportent qu'elle donne parfois des résultats aberrants, et qu'ils utilisent alors une méthode manuelle.

Dans cette étude plusieurs méthodes automatiques ont été testées, mais aucune d'entre elles ne s'est montrée suffisamment robuste. Le début des pics a finalement été détecté de manière manuelle. Lorsque le pic est repéré, la méthode la plus robuste parmi celles testées pour en déterminer précisément le début consiste à repérer le point qui se situe à un certain ratio entre la valeur minimum du pic et sa valeur maximum (cf. Figure 3-8 ci-dessous). Dans cette étude ce ratio a été fixé à 5%.

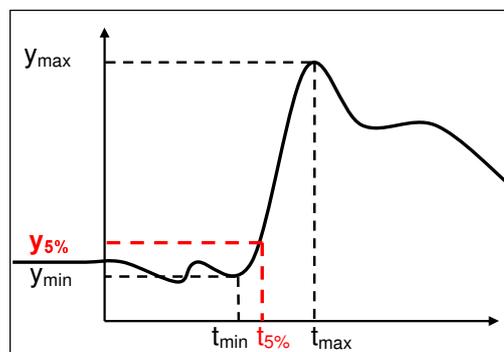


Figure 3-8 : principe du repérage du début des pics

La détermination se fait donc de la manière suivante :

- on repère sur la courbe les instants t_{\min} et t_{\max}
- on en déduit y_{\min} et y_{\max} , puis $y_{5\%}$
- on relève $t_{5\%}$

Le principal intérêt de cette méthode vient du fait qu'elle permet de limiter l'influence des incertitudes sur la détermination de t_{\min} .

Les signaux d'effort et de moment analysés ont préalablement été rééchantillonnés à 200 Hz (pour les synchroniser avec les données cinématiques). La précision maximum des résultats est donc de 5 ms. Cela est suffisant au regard de la précision de détection du début des pics.

Les instants t_{\min} et t_{\max} sont repérés à l'aide des dérivées des courbes d'effort et de moment. Cela permet notamment de mieux faire la distinction entre couples passifs et couples dus à la réaction des sujets. Afin d'améliorer la lisibilité des courbes de dérivées, les signaux d'effort et de moment sont préalablement filtrés à l'aide d'un filtre de type Butterworth passe-bas d'ordre 2 sans déphasage dont la fréquence de coupure est fixée à 10 Hz. Il a été vérifié que cette opération de filtrage ne modifie pas les temps de réaction mesurés.

Plus la réaction des sujets est importante, plus l'influence des couples passifs est faible par rapport aux couples dus à la réaction des sujets, et plus le début de la réaction est aisé à repérer. Cela est illustré sur les Figure 3-9 et Figure 3-10 ci-dessous. Cela explique par exemple que les écarts types soient plus importants pour les situations expérimentales où le sujet est le moins déstabilisé (cf. Tableau 3-15 et Tableau 3-16 page 88). Cela confirme aussi le choix de faire la mesure du temps de réaction en priorité sur les données collectées sous le pied qui reste au sol lorsque le sujet fait un pas de rattrapage, car les réactions y sont plus importantes.

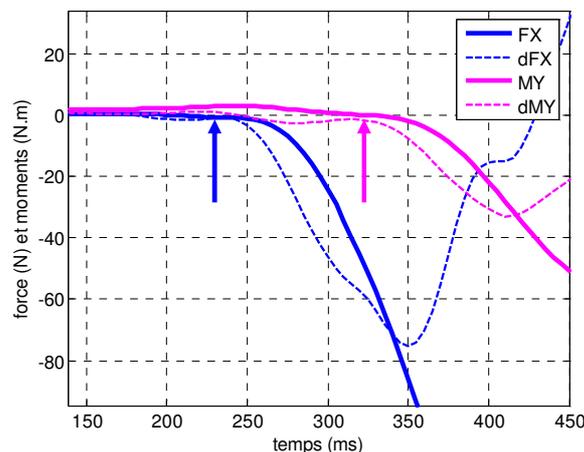


Figure 3-9 : détection du début de la perturbation et du début de la réaction du sujet pour un cas classique (situation expérimentale 12)

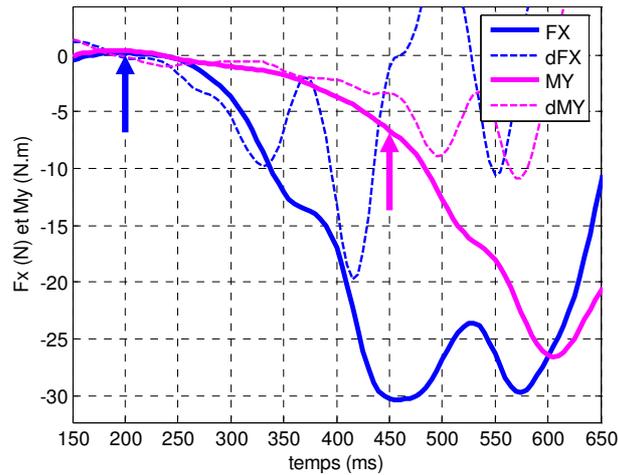


Figure 3-10 : détection du début de la perturbation et du début de la réaction du sujet pour un cas délicat (situation expérimentale 13)

4.2 Résultats

Les temps de réponse moyens et les écarts types obtenus pour les 2 séries d'essais sont indiqués dans le Tableau 3-15 et le Tableau 3-16 ci-dessous.

La Figure 3-11 ci-dessous illustre les résultats de ces 2 tableaux.

Tableau 3-15 : temps de réaction moyen et écarts types (s.d.) pour les différentes situations expérimentales de la 1ère série d'essais

niveau de perturbation	type de maintien	temps de réaction (ms)	
		moyenne	s.d.
faible	∅	159	22
	appui dorsal	183	30
	barre verticale	157	15
FORT	∅	94	10
	appui dorsal	128	17
	barre verticale	83	14

Tableau 3-16 : temps de réaction moyen et écarts types (s.d.) pour les différentes situations expérimentales de la 2ième série d'essais

niveau de perturbation	contraintes	temps de réaction (ms)	
		moyenne	s.d.
FORT	∅	106	10
Intermédiaire	∅	135	10
FORT	bras	99	13
faible	distance	185	15
FORT	distance	116	11

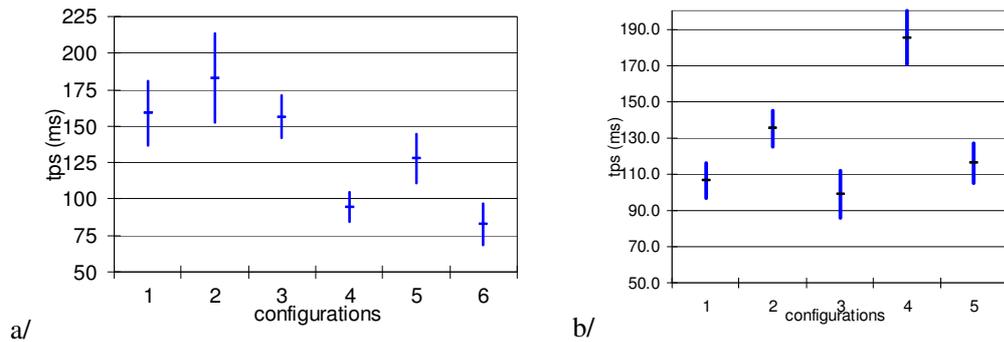


Figure 3-11 : moyenne ± écart type des temps de réaction des sujets pour les différentes configurations expérimentales (dans l'ordre du Tableau 3-15 et Tableau 3-16 ci-dessus).
 a/ pour la 1ère série d'essai; b/ pour la 2ème série d'essai.

En l'absence de mesures électromyographiques, ces données ne sont pas vérifiables. Cependant, il apparaît que les ordres de grandeur des temps de réaction obtenus sont cohérents avec ce que l'on retrouve dans la littérature. Par exemple, Müller et Redfern indiquent des temps de réaction moyen de 160 ms, ce qui est dans la fourchette de nos mesures. De même, Runge et al. [RUN 99] relèvent des temps de réponse moyens de l'ordre de 90 à 130 ms, et des temps de réaction de 150 ms. Ces valeurs ne sont à prendre qu'à titre indicatif. En effet la description des perturbations que ces auteurs ont appliquées aux sujets n'est pas suffisante pour pouvoir les caractériser correctement.

Une autre manière de vérifier la pertinence de nos résultats est de s'intéresser à leur variabilité. Les écarts types sont assez faibles, et permettent de mettre en évidence les grandes tendances de l'influence du niveau de perturbation et du dispositif de maintien.

Les analyses de variance menées dans la prochaine sous-partie permettent de formaliser cela.

4.3 Analyse statistique

Le but est de rechercher quelles sont les variables significatives sur les temps de réaction des sujets. Pour cela, une série d'analyses de variance sont menées sur les résultats des 1^{ère} et 2^{ème} séries d'essai.

4.3.1 Première série d'essai

De la même manière que ce qui a été fait sur le ressenti des sujets (cf. 3.2.1/ Niveau de déséquilibre ressenti page 76), on recherche toutes les causes possibles qui ont pu avoir une influence sur les résultats. Une ANOVA est donc faite sur les facteurs perturbation, posture, ordre et sujets. Dans un premier temps les interactions ne sont pas prises en compte. Le facteur "ordre" correspond à la place de l'essai dans la série (de 1 à 6). Les résultats sont présentés dans le Tableau 3-17 ci-dessous.

Tableau 3-17 : ANOVA à 4 facteurs sans interactions sur le temps de réaction

Facteur	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
perturbation	54273	1	54273	132.5	0
posture	13201	2	6601	16.1	0
sujets	2800	9	311	0.5	0.65
ordre	1466	5	293	0.7	0.61
Erreur	15571	38	410		
Total	90675	55			

Il apparaît que le temps de réaction ne varie pas significativement ($p \gg 0.05$) en fonction de l'ordre des essais ou des sujets.

Une nouvelle analyse est donc menée sur les 2 facteurs restants (perturbation et posture) et leur interaction. Les résultats sont dans le Tableau 3-18 ci-dessous.

Tableau 3-18 : ANOVA complète à 2 facteurs sur les temps de réaction

Facteur	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
perturbation	57892	1	57892	151.2	0
posture	13526	2	6763	17.7	0
perturbation*posture	811	2	405	1.1	0.35
Erreur	19135	50	383		
Total	90675	55			

Le niveau de perturbation et la posture initiale des sujets sont des paramètres influents sur les temps de réaction. En revanche, l'interaction de ces 2 facteurs n'est pas significative.

Un test de comparaison multiple des moyennes est effectué sur les différentes combinaisons de perturbation et de posture. La Figure 3-12 ci-dessous indique pour chacune de ces combinaisons la moyenne des temps de réaction et un intervalle de confiance à 95%. Toutes les combinaisons à niveau de perturbation FORT sont significativement différentes de celles à niveau de perturbation faible. En revanche, quel que soit le niveau de perturbation, les postures "debout" et "tenu à une barre" ne sont pas significativement différentes.

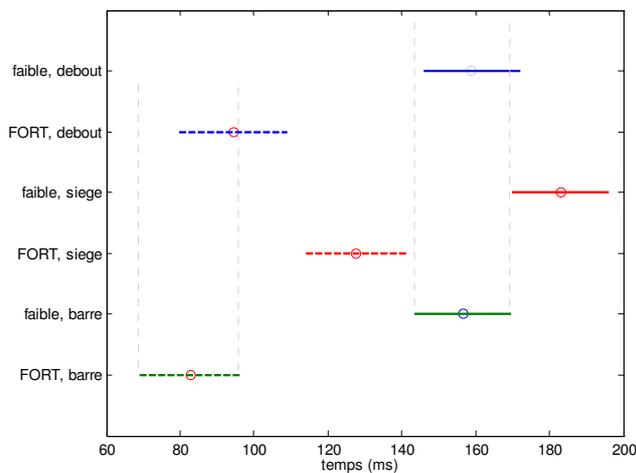


Figure 3-12 : moyenne et intervalle de confiance à 95% des temps de réaction pour chaque combinaison de perturbation et de posture

4.3.2 Deuxième série d'essai

Avec les configurations testées dans la 2^{ème} série d'essai, il n'est pas possible d'analyser simultanément l'influence de tous les facteurs. On fait donc l'hypothèse, vérifiée pour la 1^{ère} série d'essai, que les facteurs sujets et ordre ne sont pas significatifs.

Deux facteurs sont donc considérés : le niveau de perturbation (faible, Intermédiaire, FORT), et la contrainte appliquée (sans contrainte, entrave bras, distance d'arrêt). Une ANOVA est menée sur ces 2 facteurs sans considérer leur interaction. Les résultats sont indiqués dans le Tableau 3-19 ci-dessous.

Tableau 3-19 : ANOVA à 2 facteurs sans interaction sur le temps de réaction

Facteurs	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
perturbation	10870	2	5435.	37.9	0
contraintes	617	2	308	2.2	0.15
Erreur	2006	14	143		
Total	21016	18			

Il apparaît que les contraintes n'ont pas une influence significative sur les temps de réaction. Cela peut se voir sur la Figure 3-11 b/ page 89 : les temps de réponse pour les situations à FORT niveau d'accélération ne sont pas significativement différentes pour les 3 types de contraintes envisagées (configuration 1, 3 et 5 de la figure).

4.4 Discussion

4.4.1 Pertinence des résultats

La mesure du temps de réaction des sujets est une mesure délicate. Plusieurs méthodes automatiques ont été envisagées, mais aucune ne s'est avérée satisfaisante. La littérature sur les difficultés de mesures de ce type d'information est importante. On peut par exemple se référer aux longs échanges de la liste de discussion de l'ISB, "Biomech-L"¹⁵, en juin 2005 sur les problèmes "d'electro-mechanical delay" (ici appelé "temps mécanique"). D'une manière générale, il apparaît que la mesure d'une telle information doit se faire au cas par cas, comme le rappelle Jöllenbeck ([JOL 00] ou [JOL 01]) ou comme le font Müller et Redfern lorsque leur méthode automatique donne des résultats aberrants [MÜL 04].

Dans cette étude, l'absence de mesure électromyographique n'a pas permis de vérifier les ordres de grandeur des temps de réaction mesurés. En revanche, nous avons pu vérifier que ces ordres de grandeur sont cohérents avec ceux que l'on retrouve dans la littérature : entre 80 et 160 ms pour notre étude, 160 ms pour Müller et Redfern, et 150 ms pour Runge et al.

De plus, la variabilité des résultats est suffisamment faible pour permettre de dégager des tendances et de faire ressortir l'influence de certains paramètres expérimentaux (cf. 4.4.2/ Paramètres influents page 91). L'influence de ces paramètres est elle aussi cohérente avec la littérature, comme cela sera discuté dans le paragraphe 4.4.3/ Interprétation page 92. Ceci nous permet de penser que malgré les difficultés de mesure, et bien qu'aucune validation directe ne soit possible, les temps de réaction mesurés sont pertinents.

4.4.2 Paramètres influents

Les analyses de variance menées sur les temps de réaction montrent que ceux-ci ne dépendent pas de l'ordre dans lequel sont effectués les essais. De même, il est montré que les différences entre les sujets ne sont pas significatives, et que le fait d'imposer

¹⁵

les archives depuis décembre 1988 sont consultables sur <https://listserv.surfnet.nl/archives/biomch-1.html>

une contrainte sur le rattrapage n'influe pas sur le temps de réaction. En revanche, le niveau de perturbation diminue sensiblement les temps de réaction.

La posture initiale est elle aussi un facteur significatif. Cependant, il apparaît que les temps de réaction des sujets "debout sans appui" et "debout tenu à une barre" ne sont pas significativement différents. Cela signifie donc que le temps de réaction ne dépend pas du dispositif de retenue utilisé mais de la position initiale du sujet : debout ou en appui. Ce point sera discuté dans le paragraphe suivant.

Tableau 3-20 : récapitulatif de l'influence des différents facteurs influents sur le temps de réaction des sujets

facteurs	influence significative
ordre des essais	NON
sujets	NON
contrainte	NON
niveau de perturbation	OUI
position initiale	OUI
utilisation d'un dispositif de retenue	NON

4.4.3 Interprétation

Le but de ce paragraphe est de discuter de la cohérence des résultats précédents au regard de l'organisation neurophysiologique de la réaction des sujets suite à une perturbation de leur équilibre. Il ne s'agit pas de proposer une explication neurophysiologique formelle. Il s'agit plutôt de voir si la manière dont le déséquilibre est ressenti et dont la réponse est produite permettent d'expliquer 1/ les valeurs de temps de réaction mesurées; 2/ l'évolution de ces résultats en fonction des facteurs influents.

De manière très schématique, des capteurs sensoriels permettent de ressentir la perturbation d'équilibre, cette information est analysée et traitée par le système décisionnel, et une réponse adaptée est apportée à l'aide d'actionneurs.

Il existe différents types de capteurs et différents types de réponses, chacun ayant notamment sa propre base de temps. Le ressenti et la réaction résultent de la combinaison de ces différentes informations. La Figure 3-13 ci-dessous résume les principaux capteurs et types de réponses qui interviennent dans le cadre du rattrapage d'équilibre. La réponse à la perturbation sera donc une combinaison, variable dans le temps, des différents types de réponse. Cette réponse est fonction d'une information qui est aussi une combinaison variable dans le temps d'informations venant de différents capteurs.

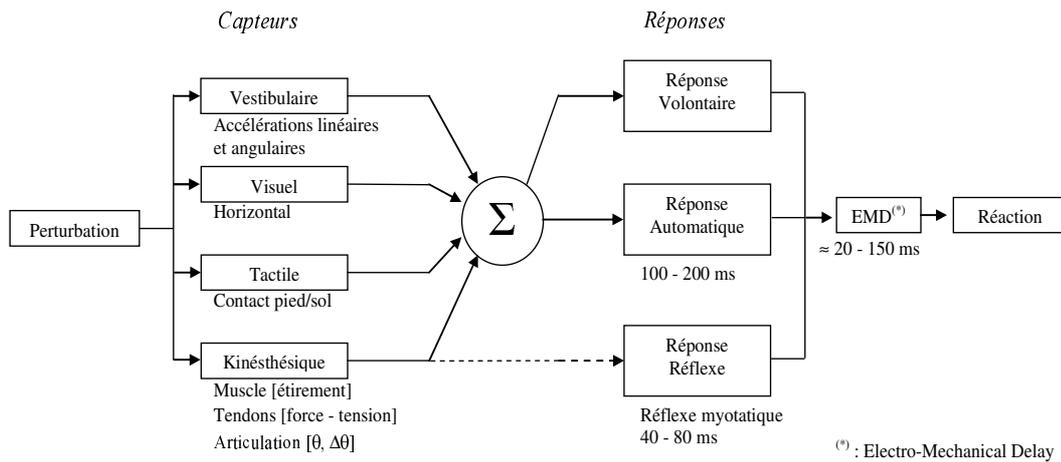


Figure 3-13 : organisation schématique de la réponse à une perturbation

Les temps de réaction mesurés s'échelonnent entre 80 et 160 ms. Le principal type de réponse concerné est donc le réflexe myotatique, qui intervient seulement entre 40 et 80 ms après l'initiation de la perturbation. Pour certaines situations expérimentales, il est possible de voir apparaître une réponse automatique. De même, la rapidité des réponses observées fait penser que les capteurs mis en jeu sont principalement les capteurs kinesthésiques.

Les variations constatées sur les temps de réactions entre les différentes situations expérimentales peuvent être expliquées par une variation des temps de réponse et/ou une variation du "temps mécanique" (Electro-Mechanical Delay). Les temps de réponse des réflexes myotatiques dépendent notamment du niveau d'étirement et de la vitesse d'étirement des muscles. De même, il a été montré que les "temps mécaniques" varient en fonction de l'allongement initial des muscles [JOL 98].

Ainsi, une piste pour expliquer la dépendance des temps de réaction à la posture initiale des sujets (debout ou en appui) serait un allongement initial différent des muscles fléchisseurs et extenseurs de la cheville. De même, l'influence du niveau de perturbation serait due à une variation de la vitesse d'allongement.

5/ Conclusion

Suite aux essais, une première série d'analyses a été menée. Cela a permis d'extraire, sans traitements complexes, un ensemble d'informations sur l'expérience, les sujets participants ou des caractéristiques propres au rattrapage d'équilibre. Certaines conclusions sont communes à toutes ces analyses. Il s'agit notamment de l'évaluation du protocole expérimental et de l'influence des 2 dispositifs de maintien testés.

Les sujets qui ont participé à l'expérience représentent différents types d'utilisateurs de transports en commun. Il s'agit cependant d'un groupe homogène de population. Il a été montré que les sujets n'ont pas d'influence significative sur les notes de ressenti ou sur les temps de réaction mesurés. Les essais effectués dans la même situation expérimentale avec différents sujets peuvent donc être considérés comme des répétitions.

De la même manière, il s'est avéré que la place de l'essai dans la série n'a pas d'influence sur le déséquilibre ressenti ou les temps de réactions. Le dispositif garantissant l'effet de surprise semble donc être efficace. Cela signifie aussi qu'il n'y a pas d'apprentissage apparent de la part des sujets sur ces variables au cours d'une série d'essais.

Les 2 dispositifs de maintien testés agissent de 2 manières différentes sur le rattrapage d'équilibre. Cela est apparu sur l'analyse visuelle du rattrapage et a été vérifié pour le ressenti des sujets ou leur temps de réponse.

L'utilisation d'un appui dorsal permet de modifier la position initiale des sujets. Cela augmente leur stabilité avant perturbation, et limite les déséquilibres induits. Les temps de réaction dans cette position sont légèrement plus longs que dans une position debout.

En revanche une barre de maintien ne modifie pas la stabilité du sujet avant la perturbation. Elle offre par contre la possibilité de se rattraper une fois que le déséquilibre est induit. L'influence de la barre sur le niveau de déséquilibre ressenti dépend du niveau de perturbation. Pour les perturbations faibles, le fait d'utiliser une barre de maintien ne diminue pas le déséquilibre ressenti par rapport à une posture "debout sans appui". De même, les temps de réaction sont identiques entre les postures sans appui ou "tenu à une barre". En revanche, la barre de maintien est toujours jugée plus efficace par les sujets.

Cette analyse permet de mieux comprendre pourquoi, dans leur utilisation des transports en commun, les sujets préfèrent utiliser un appui dorsal plutôt qu'une barre de maintien. Il serait cependant intéressant de vérifier si cette tendance ne s'inverse pas pour des usagers plus vulnérables, telles que des personnes âgées. Ceux-ci pourraient privilégier la sensation d'efficacité d'une barre de maintien par rapport au confort apporté par un appui dorsal.

Ces premières analyses permettent déjà d'apporter un certain nombre d'enseignements sur l'expérience ou l'influence des dispositifs de maintien. Cependant, pour aller plus en avant dans l'analyse des mouvements de rattrapage d'équilibre il est nécessaire d'étudier de manière plus formelle la cinématique du rattrapage. Une simple analyse visuelle des vidéos n'est plus suffisante. Ainsi, à partir des mesures expérimentales,

les mouvements vont être reconstruits puis reproduits numériquement. La méthode de reconstruction de mouvement utilisée est décrite dans le chapitre suivant.

Chapitre 4 -

Reconstruction du mouvement

1/ Introduction	98
2/ Les grands principes de la reconstruction de mouvement	99
2.1 La mesure du mouvement	99
2.2 Détermination du mouvement à partir de la mesure de position de marqueurs	102
3/ Utilisation d'un modèle cinématique	106
3.1 Conséquence de l'utilisation d'un modèle cinématique a priori ?	106
3.2 Le modèle cinématique utilisé	108
3.3 Adaptation du modèle pour chaque sujet	113
4/ Algorithme de reconstruction du mouvement	116
4.1 Discussion sur le choix de l'algorithme	116
4.2 Algorithme d'optimisation semi-globale mis en œuvre	119
4.3 Exemple de résultats	125
5/ Evaluation de la qualité de la reconstruction des mouvements	128
5.1 Analyse directe des résultats	128
5.2 Origine des erreurs constatées	138
5.3 Sensibilités des résultats aux perturbations	142
6/ Bilan sur la méthode de reconstruction utilisée	147
6.1 Robustesse	147
6.2 Dimensionnement	147
6.3 Possibilité d'exploitation des mouvements reconstruits	148

1/ Introduction

Le but de ce chapitre est de décrire la méthode que nous avons mise en œuvre pour reconstruire les mouvements de rattrapage d'équilibre observés expérimentalement.

Reconstruire un mouvement signifie déterminer l'évolution de la posture du système étudié à partir des mesures expérimentales afin de pouvoir le reproduire numériquement. Il faut pour cela calculer l'évolution temporelle des paramètres intrinsèques du mouvement. Dans le cas classique de la modélisation du corps humain par un système de solides rigides articulés, ces paramètres sont les coordonnées généralisées de la chaîne cinématique.

La reconstruction des mouvements est effectuée pour satisfaire plusieurs objectifs. Cela permet notamment de reproduire et de visualiser les mouvements. Mais le principal intérêt de la reconstruction est de quantifier la cinématique du rattrapage. Cela permet de comparer les mouvements entre eux et d'analyser les différentes stratégies mises en œuvre par les sujets. Les données cinématiques serviront aussi comme entrées lors du calcul des actions mécaniques (efforts et couples) produites dans les articulations lors du mouvement.

Dans cette étude, les mouvements ont été reconstruits à partir de la mesure de trajectoire de marqueurs réfléchissants fixés sur la peau du sujet. Cette mesure est effectuée à l'aide d'un système optoélectronique. Dans une première partie nous décrirons comment fonctionne un tel système, et les difficultés que cela engendre. Nous verrons alors que les techniques de reconstruction de mouvement les plus classiques ne sont pas adaptées à cette étude.

Pour remédier à ces difficultés, nous avons utilisé un modèle cinématique du corps humain. L'intérêt d'introduire un modèle cinématique, ainsi que le modèle utilisé dans cette étude, seront décrits dans la deuxième partie.

Dans la partie suivante nous détaillerons l'algorithme de reconstruction semi-global que nous avons utilisé.

Enfin, la dernière partie est consacrée à l'analyse des résultats. Une analyse directe des résultats permet d'évaluer la qualité de reconstruction des mouvements, tandis qu'une analyse de sensibilité permet de faire ressortir les points forts et les points faibles de la méthode de reconstruction utilisée.

2/ Les grands principes de la reconstruction de mouvement

L'analyse du mouvement, et particulièrement du mouvement humain, est un thème d'étude assez classique. Un certain nombre de techniques ont été mises en place et sont bien maîtrisées, que ce soit pour la mesure du mouvement ou pour sa reconstruction.

L'objectif de cette partie est de décrire ces techniques classiques afin de montrer quelles sont leurs limites dans le cadre de notre étude.

2.1 La mesure du mouvement

2.1.1 Différents systèmes de mesure

Il existe de très nombreuses manières de mesurer le mouvement du corps humain ou animal. Ces techniques sont plus ou moins adaptées selon les types de systèmes et la nature des mouvements étudiés. Elles peuvent être différenciées et classées selon de nombreux critères tels que :

- la nature des variables mesurées (position, accélération...);
- le fait que l'on mesure directement des paramètres cinématiques ou bien des variables intermédiaires : un goniomètre permet de mesurer directement des angles articulaires tandis qu'un système optoélectronique ne renseigne que sur la position de marqueurs;
- etc.

Pour des raisons de simplicité de traitement et de facilité de mise en œuvre, les dispositifs les plus utilisés pour la mesure du mouvement de sujets vivants sont ceux qui permettent de déterminer la position dans l'espace à 3 dimensions de marqueurs fixés sur le sujet. Encore une fois on peut classer ces systèmes de différentes manières telle que la nature physique de la mesure (magnétique, optique, ultrasonique,...) ou la nature passive ou active des marqueurs.

Ces systèmes possèdent leurs propres avantages et inconvénients. Cependant avec les développements technologiques de ces dernières années, les différences entre les dernières générations de systèmes sont de moins en moins marquées.

Dans cette étude, nous avons utilisé de manière très classique un système optoélectronique à marqueurs passifs. Le principe de base sur lequel fonctionne ce système est décrit dans le paragraphe suivant.

2.1.2 Principes de la stéréophotogrammétrie

Le principe de la stéréophotogrammétrie consiste à reconstituer une scène en 3 dimensions à partir d'images en deux dimensions prises de cette scène sous plusieurs angles de vue et de manière synchrone. Cette technique s'inspire de la chronophotographie, mise au point à la fin du XIX^{ième} siècle par le physiologiste Etienne-Jules Marey ou l'ingénieur Eadward Muybridge.

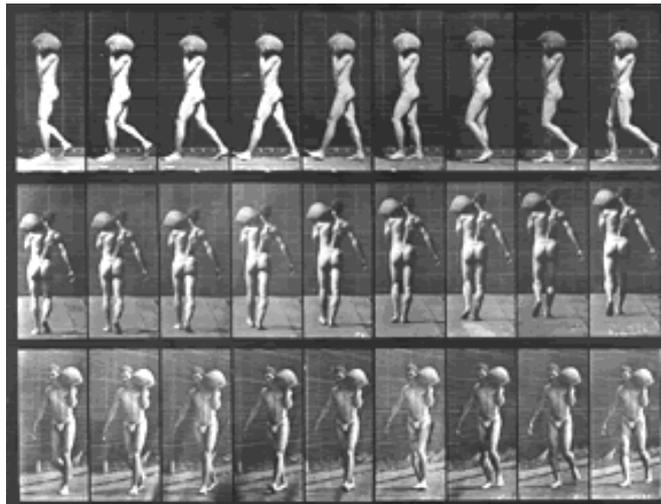


Figure 4-1 : Chronophotographie d'un cycle de marche par Eadward Muybridge

Il faut attendre la fin des années 1970 et les développements des moyens de calcul et de la microinformatique pour voir apparaître les premiers systèmes optoélectroniques de stéréophotogrammétrie (SOS). Depuis, la précision, la rapidité et la facilité d'utilisation ont été améliorées, mais les principes de base restent les mêmes.

Les caméras sont généralement décrites à l'aide d'un modèle sténopé : un point de la scène est projeté sur un pixel de l'image suivant la ligne optique, c'est-à-dire la ligne qui relie le point de la scène au centre de projection, comme on peut le voir sur la Figure 4-2 ci-dessous.

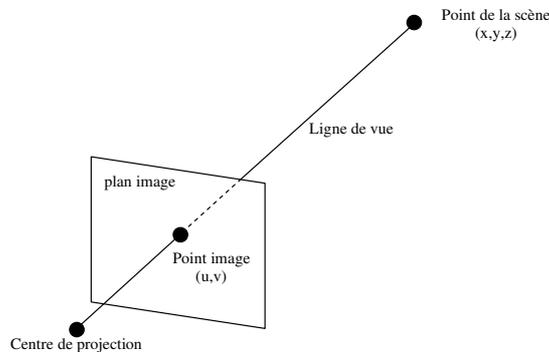


Figure 4-2 : projection d'un point de la scène dans le plan image

Le lien entre les coordonnées 3D du point de la scène et ses coordonnées 2D dans le plan de la caméra est fait par la matrice de projection :

$$\begin{bmatrix} \omega.u \\ \omega.v \\ \omega \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{1,1} & m_{1,2} & m_{1,3} & m_{1,4} \\ m_{2,1} & m_{2,2} & m_{2,3} & m_{2,4} \\ m_{3,1} & m_{3,2} & m_{3,3} & m_{3,4} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

Les paramètres de cette matrice contiennent les informations de position de la caméra ainsi que ses paramètres optiques. Ces paramètres sont déterminés lors d'une étape de calibration, à partir des images d'un objet de géométrie connue. Ainsi, à l'issue de la calibration, il est possible de déterminer pour un point image la ligne de vue sur laquelle il se trouve dans la scène 3D.

Dans le cas de système optoélectronique, on cherche à déterminer la position de marqueurs sphériques. Ces marqueurs réfléchissent la lumière émise par le système. Les caméras sont équipées de filtres de la même "couleur" que la lumière émise par le système. Un marqueur sera donc vu sur une caméra par une tache. Un algorithme de seuillage permet de définir clairement les contours de cette tache. Le centre du marqueur est ensuite généralement assimilé au barycentre de la tache. Un algorithme de reconnaissance de forme permet de ne considérer que les marqueurs et de supprimer les artefacts de mesure (exemple sur la Figure 4-3 ci-dessous). Chaque marqueur est donc défini par un point dans le plan image des caméras.

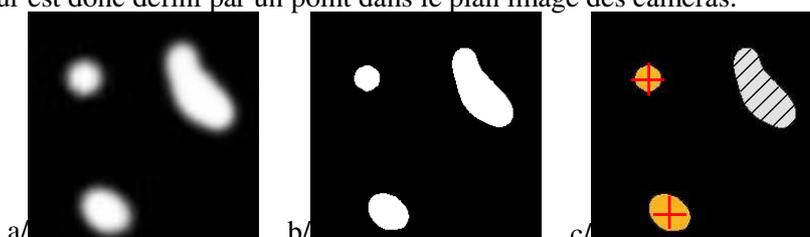


Figure 4-3 : Reconnaissance des marqueurs. a/ image non seuillée; b/ image seuillée; c/ sélection des "tâches" pertinentes et repérage des barycentres.

La position des marqueurs en 3D est ensuite calculée par triangulation en comparant les informations de plusieurs caméras. La position recherchée d'un marqueur est celle qui minimise la distance entre les lignes de vue de ce marqueur pour plusieurs caméras. (cf. Figure 4-4 ci-dessous).

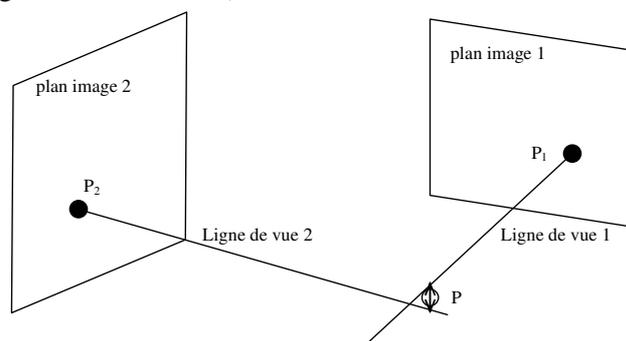


Figure 4-4 : détermination de la position par triangulation d'un marqueur vu par 2 caméras

La dernière étape du processus est d'identifier ce point ainsi repositionné en 3D avec le marqueur auquel il correspond. Cette étape d'identification est souvent appelée "labelling". Des méthodes récentes permettent de rendre le labelling quasiment automatique. Cependant, dans le cas de mouvements complexes, ce traitement doit être effectué manuellement, ce qui peut représenter une charge de travail importante.

2.1.3 Difficultés inhérentes à l'utilisation des dispositifs optoélectroniques

Malgré les nombreuses évolutions techniques des systèmes optoélectroniques, un certain nombre de problèmes inhérents à leur utilisation subsistent.

Tout d'abord, il est indispensable pour qu'un marqueur puisse être repéré, qu'il soit simultanément dans le champ d'au moins 2 caméras. Lors de l'observation de mouvements complexes, cette condition est quasiment impossible à respecter, les segments du corps humain venant s'interposer au cours du mouvement entre le marqueur et les caméras. En plus d'être complexes, les mouvements étudiés dans cette

étude sont peu prévisibles et répétables : ils varient en fonction des sujets et de la situation expérimentale étudiée. Il est donc délicat d'optimiser le placement des caméras pour chaque mouvement. Ainsi, la position de nombreux marqueurs n'a pu être mesurée à chaque image du mouvement.

De plus, la position dans l'espace est obtenue en recherchant le point qui minimise la distance entre les lignes de vue des différentes caméras qui voient le marqueur. Ainsi, lorsque entre 2 images une caméra supplémentaire voit le marqueur, ou qu'une caméra le perd de vue, le point qui minimise la distance entre les lignes de vue des caméras qui voient le marqueur peut être modifié de manière importante. Comme les pertes de marqueurs, ces "sauts" dans les trajectoires sont difficilement évitables.

Parallèlement, les conditions de luminosité dans lesquelles sont faites les mesures peuvent perturber grandement la qualité des résultats. Cette étude par exemple n'a pas pu être menée dans une salle dédiée à l'analyse du mouvement. Ainsi, malgré les précautions prises, certaines zones très lumineuses peuvent être vues par les caméras. A cause de cela, certains marqueurs ne sont pas repérés tandis que le système identifie certains points lumineux comme des marqueurs (problème des "marqueurs fantômes").

De plus, un certain nombre d'erreurs subviennent lors de la mise en correspondance des images des différentes caméras ou lors de l'étape d'identification des marqueurs (appelée "labelling"). Cela se traduit par des trajectoires aberrantes, l'apparition de marqueurs "fantômes", l'inversion de 2 marqueurs, etc.

Enfin, l'une des difficultés majeures de la mesure du mouvement à l'aide d'un système optoélectronique n'est pas due au système lui-même mais au principe de la mesure de marqueurs externes. En effet, le mouvement des marqueurs n'est pas directement celui des parties rigides (squelette) qui nous intéresse. Il est perturbé par le mouvement des masses molles situées entre le squelette et la peau et par le glissement de la peau.

Ces difficultés de mesure vont avoir des conséquences sur les méthodes de reconstruction utilisées pour traiter les mouvements complexes de cette étude.

Remarque : pour plus d'information sur le fonctionnement des dispositifs opto-électroniques et les difficultés de mesures inhérentes à leur utilisation, on pourra se reporter à la revue de Chiari et al. [CHI 05].

2.2 Détermination du mouvement à partir de la mesure de position de marqueurs

Dans la sous-partie précédente, nous avons décrit la méthode utilisée pour déterminer la trajectoire de marqueurs dans l'espace à trois dimensions au cours du mouvement. A partir de cette mesure, il faut ensuite en déduire le mouvement des différents constituants du système étudié. Dans cette sous-partie, les hypothèses de base qui permettent de poser simplement le problème de reconstruction seront présentées. Ensuite, la méthode de résolution la plus classique sera exposée. Nous verrons en quoi elle n'est pas adaptée aux difficultés rencontrées dans cette étude.

Remarque : Pour un complément d'information sur les bases théoriques de l'analyse du mouvement humain à partir de mesures stéréophotogrammétriques, on pourra se référer à la revue de Cappozzo et al. [CAPo 05].

2.2.1 Hypothèses de base

⇒ *Segmentation en corps rigides*

D'un point de vue mécanique, le corps humain est un ensemble complexe, composé de multiples éléments, rigides ou non, liées entre eux de manière plus ou moins directe. Pour l'étude du mouvement, il est indispensable de procéder à des simplifications. La plus classique revient à ne s'intéresser qu'au mouvement des parties rigides du corps, correspondant au squelette.

Le nombre de solides rigides (ou segments) considérés dépend du type d'étude menée : quelle utilisation veut-on faire du mouvement reconstruit, quelle est la complexité du système étudié (l'ensemble du corps ou une seule partie), quel matériel de mesure est disponible (nombre de caméras)... ?

⇒ *Repères anatomiques*

Dans le cadre de la biomécanique, les repères utilisés pour caractériser la position et l'orientation des corps rigides sont des repères particuliers, appelés repères anatomiques. Ils sont définis à partir de points remarquables de l'anatomie des sujets. Ces points anatomiques sont des points internes du corps humain. Le lien entre marqueurs externes et points anatomiques n'est donc pas direct. En revanche, il est classique de considérer que les marqueurs externes restent fixes dans les repères anatomiques.

⇒ *Bilan*

La détermination de l'attitude des corps rigides à chaque image du mouvement se fait donc à partir de la fusion de 2 informations :

- La mesure de la position, à chaque image, des marqueurs dans le repère de référence.
- le lien entre les marqueurs externes et les points anatomiques. dans les repères locaux (anatomiques).

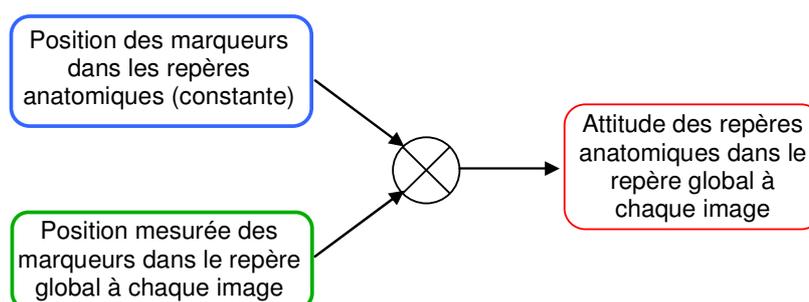


Figure 4-5 : principe de la reconstruction de mouvement

2.2.2 Méthode Directe

⇒ *Principe*

La méthode la plus simple et la plus couramment utilisée ne repose sur aucune autre hypothèse de modélisation que la segmentation en corps rigide. La fusion des informations de position des marqueurs dans les repères anatomiques et dans le repère global est effectuée directement par

une simple relation géométrique. Pour cela on utilise des repères intermédiaires, ou repères techniques, construits à partir de trois marqueurs externes de chaque segment. Le principe général est résumé ci-dessous :

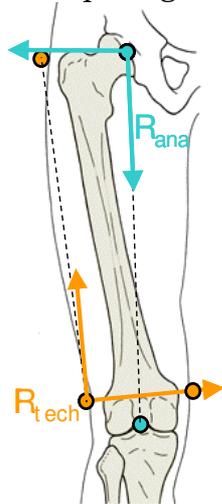


Figure 4-6 : points anatomiques internes (bleu) et marqueurs externes (orange)

- Construction des repères anatomiques (R_{ana}) basés sur des points internes du squelette (e.g. les centres articulaires);
- Collage des marqueurs externes sur les différents segments et création des repères techniques (R_{tech});
- Repérage de la position des marqueurs dans les repères anatomiques et détermination de l'opérateur de passage entre les repères anatomiques et les repères techniques : ${}^{tech}_{ana}T = cte$;

- Mesure de la position des marqueurs dans le référentiel laboratoire (R_0) et détermination de l'opérateur de passage entre les repères techniques et les repères anatomiques à chaque image : ${}^0_{tech}T(t)$;

- Calcul de la position et de l'orientation du repère anatomique dans le référentiel laboratoire à chaque image : ${}^0_{ana}T(t) = {}^{tech}_{ana}T \cdot {}^0_{tech}T(t) = ({}^{ana}_{tech}T)^{-1} \cdot {}^0_{tech}T(t)$.

⇒ *Lien entre les marqueurs externes et les points anatomiques*

Le lien entre les points anatomiques et les marqueurs externes (${}^{tech}_{ana}T = cte$) peut être fait :

- directement : la position d'un point anatomique interne est déterminée directement à partir d'autres points anatomiques externes, tels que des protubérances osseuses. Exemple pour le genou : on considère que le centre articulaire est situé au point milieu entre les condyles fémoraux interne et externe. D'autres types de régressions plus complexes sont aussi couramment utilisés. On peut citer par exemple les travaux de Seidel et al. concernant le centre de la hanche [SEI 95]. Cette approche est la plus utilisée, notamment pour les applications cliniques.
- de manière fonctionnelle : certains points particuliers peuvent être repérés par leurs caractéristiques propres au cours d'un mouvement. Par exemple, le centre articulaire entre deux segments est défini par le point du segment aval qui se déplace le moins par rapport au segment amont. C'est la base des méthodes d'optimisation qui permettent de repérer le centre articulaire de la hanche par exemple ([GUT 96], [CAM 06]).

⇒ *Commentaires sur la méthode*

Cette méthode a évidemment l'avantage de la simplicité. Les calculs sont directs, simples et donc très rapides. De plus aucune hypothèse cinématique n'est faite a priori. En revanche certains aspects peuvent être handicapants, voir rédhibitoires.

Le principal problème vient du fait que les segments sont traités indépendamment les uns des autres. Ainsi, la détermination de la posture nécessite la connaissance de la

position d'exactly 3 marqueurs non colinéaires pour chacun des corps rigides du système. Cela pose 2 types de problèmes : (1) la difficulté de mesurer la position d'au moins 3 marqueurs à chaque instant sur l'ensemble des solides du système étudié; (2) l'impossibilité de traiter une information de mesure surabondante. Les résultats sont donc très sensibles aux perturbations de mesure exposées au paragraphe 2.1.3/ Difficultés inhérentes à l'utilisation des dispositifs optoélectroniques page 101 : marqueurs cachés, saut de trajectoire, mouvement relatif des marqueurs par rapport à la peau, etc. Cela entraîne évidemment une imprécision des résultats obtenus, mais aussi des phénomènes plus gênants tels que des "dislocations apparentes" des articulations (exemple [KEP 94]), ou des cinématiques aberrantes (exemple [LAF 92]).

Pour palier le problème de la perte de marqueurs, il faudrait :

- augmenter le nombre de marqueurs par segment, afin de s'assurer qu'au moins 3 marqueurs par segment sont vus à chaque instant. Cependant, malgré les progrès techniques des systèmes optoélectroniques, il est toujours délicat de mesurer un trop grand nombre de marqueurs (limites techniques des systèmes, confusion entre les marqueurs, etc.). De plus le traitement des données est d'autant plus long que le nombre de marqueurs augmente.
- augmenter le nombre de caméras. En plus du problème de coût que cela représente, la calibration du système est de plus en plus délicate lorsque le nombre de caméras augmente.

Ainsi, plutôt que de chercher à résoudre ce problème expérimentalement, il apparaît plus judicieux de mettre en œuvre des méthodes de reconstruction robustes par rapport au problème de la perte de marqueurs.

Concernant la sensibilité des résultats aux perturbations de mesures, différentes méthodes ont été mises au point. Le principe général de ces méthodes, dites "Segmental Optimization Methods", est de positionner au mieux chaque segment afin que tous ses marqueurs soient les plus proches possible de leur position mesurée ([VEL 88], [CHEz 95], [CAPe 96]). Le fait d'utiliser toute l'information de mesure disponible sur les segments introduit une surabondance de données mesurées et limite ainsi la sensibilité des résultats aux perturbations de mesure. Par contre ces méthodes sont toujours aussi sensibles à la perte d'information sur les marqueurs. De plus, Lu et O'Connor [LU 99] ont montré que l'utilisation d'un modèle cinématique et de méthodes d'optimisation globale ("Global Optimisation Methods") était encore plus efficace.

On voit donc que cette méthode directe n'est pas adaptée pour cette étude. Il a donc fallu avoir recours à d'autres techniques. Cela a notamment consisté à introduire un modèle cinématique du corps humain déterminé a priori, et à utiliser un algorithme de reconstruction particulier. Ces points seront développés dans les 2 prochaines parties de ce chapitre.

Remarque : Les revues de Leardini et al. [LEA 05] et Della Croce et al. [DELI 05] contiennent beaucoup d'informations sur la sensibilité de la reconstruction de mouvements au placement des marqueurs et aux mouvements de peau.

3/ Utilisation d'un modèle cinématique

L'une des particularités de la méthode de reconstruction de mouvement utilisée dans cette étude est l'utilisation d'un modèle cinématique déterminé a priori. Les conséquences de l'utilisation d'un modèle cinématique seront présentées au début de cette partie. Cela justifiera pourquoi l'utilisation d'un tel modèle est nécessaire dans cette étude. Ensuite nous décrirons le modèle utilisé, ainsi que la manière dont il a été adapté à l'anthropométrie de chacun des sujets.

3.1 Conséquences de l'utilisation d'un modèle cinématique a priori

Nous avons vu dans la partie précédente (2.2.2/ Méthode Directe page 103) que considérer indépendamment l'ensemble des segments constituant le système étudié permet de résoudre simplement le problème de reconstruction du mouvement à partir de marqueurs externes. Cependant, il a aussi été montré que cela pose certains problèmes, notamment dans le cas de systèmes ou de mouvements complexes.

Il peut alors être intéressant, voir nécessaire, d'introduire des simplifications et de ne prendre en compte que certains des six degrés de liberté entre les segments. Le cas le plus classique revient à négliger toutes les translations et à modéliser les articulations par des pivots ou des rotules cinématiquement idéales. Le modèle cinématique du corps humain est alors considéré comme une chaîne arborescente ouverte et non comme une succession de solides indépendants (cf. Figure 4-8 page 110). Les intérêts de cette méthode et les difficultés qu'elle engendre sont présentés ci-dessous.

Le principal inconvénient vient évidemment des pertes d'informations engendrées par les simplifications effectuées. Les hypothèses de modélisation doivent être faites en fonction du type de mouvements étudiés, ainsi que de la finalité de l'étude : ne considérer que 2 rotations d'axes orthogonaux pour l'articulation du genou peut être suffisant pour l'analyse de la marche saine, mais n'est pas suffisant pour l'étude de la marche pathologique.

Ainsi, si le modèle est correctement adapté aux mouvements étudiés, son utilisation, dans le cadre de ses limites de validités, n'engendre pas de grosses erreurs. Au contraire, il peut permettre de limiter certains problèmes liés aux incertitudes de mesure. Par exemple, la conservation de l'intégrité du modèle cinématique permet de supprimer les problèmes de dislocation d'articulation entre deux segments, et de garantir que les cinématiques obtenues soient cohérentes.

L'utilisation d'un modèle cinématique permet de réduire le nombre de paramètres à calculer à chaque image du mouvement. Pour déterminer la position exacte des différents solides de cette chaîne cinématique, il est nécessaire de connaître 2 types de paramètres (un parallèle peut être fait avec les paramètres de Denavit-Hartenberg) :

- 1/ les paramètres définissant la géométrie de la chaîne cinématique : position des centres articulaires, orientation des axes de mobilités, position des marqueurs externes dans les repères locaux. Ce sont des paramètres intrinsèques, invariants au cours du mouvement.
- 2/ les paramètres définissant la position (posture) de l'ensemble de la chaîne : angles articulaires, position et orientation du segment racine. Ce sont les

inconnues cinématiques et il faut les déterminer à chaque image du mouvement.

Cela signifie que si l'on sait correctement dimensionner notre chaîne, c'est-à-dire déterminer ses paramètres intrinsèques, le nombre d'inconnues qu'il reste à calculer pour définir la position de la chaîne à chaque image est nettement réduit par rapport au cas où les segments sont considérés de manière indépendante. Dans notre étude, on passe ainsi d'un problème à 90 ddl à un problème simplifié à 40 ddl. Cela permet de mesurer moins de marqueurs et/ou autorise à en "perdre" plus au cours du mouvement.

De plus, le fait de ne plus considérer les segments indépendamment les uns des autres permet de limiter la sensibilité des résultats par rapport aux perturbations de mesure [LU 99].

En revanche, le problème sous-jacent est la définition des paramètres intrinsèques du modèle cinématique. Parmi ces paramètres, ceux qui caractérisent les liaisons cinématiques sont considérés constants pour l'ensemble de la population étudiée. Les résultats (angles articulaires) obtenus ne seront valables que pour ce modèle, et les appliquer à d'autres modèles implique des conversions souvent complexes ([BEU 04]). De plus, dans le cadre de l'analyse du mouvement volontaire, les sujets étudiés ont par principe des caractéristiques anthropométriques différentes. Les paramètres définissant les dimensions des segments du modèle doivent donc être adaptés à chacun d'entre eux.

⇒ *Bilan*

Les avantages et inconvénients de l'introduction d'un modèle cinématique sont listés dans le Tableau 4-1 ci-dessus.

Tableau 4-1 : bilan des conséquences de l'utilisation d'un modèle cinématique

points positifs	points négatifs
<ul style="list-style-type: none"> • réduction du nombre de paramètres • cohérence de la cinématique obtenue (intégrité du modèle) • stabilité des résultats face aux perturbations de mesure 	<ul style="list-style-type: none"> • hypothèses simplificatrices • résultats valables uniquement pour le modèle • personnalisation du modèle pour chaque sujet

Dans cette étude, la dégradation des résultats du fait des hypothèses simplificatrices n'est pas problématique puisque l'on s'intéresse au mouvement global du corps complet des sujets, et le nombre de sujets participant à l'étude est relativement restreint. Il n'y a donc pas de réelles contre-indications à l'introduction d'un modèle cinématique du corps humain déterminé a priori.

De plus l'utilisation d'un tel modèle permet de faire face aux difficultés de mesures rencontrées dans cette étude (cf. 2.1.3/ Difficultés inhérentes à l'utilisation des dispositifs optoélectroniques page 101) et d'améliorer la stabilité des résultats par rapport aux perturbations de mesure.

L'utilisation d'un modèle cinématique est donc pleinement justifiée. Le modèle cinématique que nous avons utilisé, ainsi que la manière dont il a été adapté à l'anthropométrie des sujets, seront décrits dans la suite de cette partie.

3.2 Le modèle cinématique utilisé

Le modèle cinématique utilisé dans cette étude est basé sur celui du mannequin numérique Man3D. Nous allons donc décrire succinctement le mannequin Man3D, puis les simplifications apportées au modèle. Enfin nous listerons les différents marqueurs utilisés dans cette étude.

3.2.1 Le mannequin numérique Man3D

Le mannequin numérique Man3D a été développé au sein du laboratoire [VER 98]. La base de ce mannequin est un modèle cinématique très complet du corps humain. Il est composé de 59 chaînons rigides reliés par 56 articulations, soit 107 degrés de liberté. Environ la moitié de ces ddl sont situés au niveau des mains du mannequin, où une modélisation fine est nécessaire pour les tâches de préhension. A ces chaînons sont associées une série de couronnes permettant de définir les formes externes du mannequin.

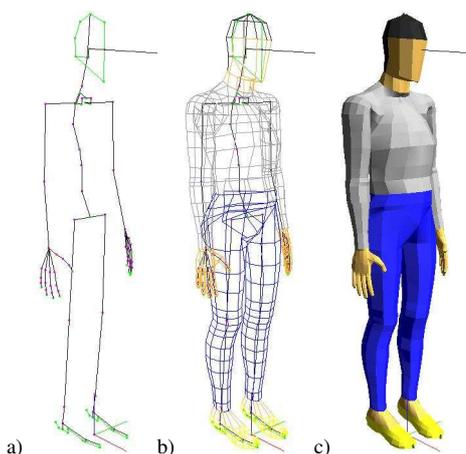


Figure 4-7 : le mannequin Man3D
a) Squelette b) Contours c) Rendu

La structure de la chaîne cinématique est entièrement décrite par un paramétrage de Denavit-Hartenberg. Cela permet de définir des articulations à trois degrés de liberté sans les problèmes de bifurcation observés avec les angles d'Euler, et de pouvoir définir des axes de liaison non orthogonaux entre eux.

Parallèlement à cette description, les chaînons rigides sont repérés grâce à des repères locaux construits directement à partir des repères de Denavit-Hartenberg. Cette double description permet de limiter le nombre de corps rigides : avec la description de Denavit-Hartenberg, un corps rigide est associé à chaque degré de liberté, ce qui entraîne la création de nombreux chaînons fictifs.

La description complète du modèle cinématique du mannequin (paramétrage, définition des repères locaux, séquences d'angles articulaires équivalentes) se trouve en annexe (cf. annexe 6/ Description du modèle cinématique du mannequin numérique Man3D, page 308).

Différentes tâches peuvent être effectuées avec Man3D. Outre les fonctions de visualisation (postures ou mouvement), il intègre des fonctions de dimensionnement des sujets (voir plus bas), de prédiction de mouvements (préhension par exemple) et un algorithme de cinématique inverse (décrit plus bas).

3.2.2 Le modèle cinématique simplifié

Pour les besoins de l'étude, le modèle cinématique du mannequin a été simplifié en bloquant certaines articulations. Le modèle ainsi modifié est constitué de 15 solides articulés entre eux par 14 articulations, soit un total de 40 ddls (cf. Figure 4-8 ci-dessous).

Cette simplification est nécessaire car l'augmentation du nombre de segments entraîne mathématiquement une augmentation du nombre de ddls et donc du nombre de marqueurs dont il faut déterminer la position, ce qui pose des problèmes de mesure et de traitement des données. De plus, dans l'optique de calculer les couples moteurs du mouvement, il est important de garder à l'esprit qu'il faut être capable d'obtenir des informations inertielles cohérentes pour l'ensemble des segments considérés.

Malgré ces simplifications, le nombre de segments et de degrés de liberté pris en compte reste élevé par rapport à ce qui se retrouve de manière habituelle dans la littérature.

Les repères locaux des chaînons sont les mêmes que les repères des chaînons Man3d correspondants. Les segments rigides et les articulations du modèle simplifiés sont décrits dans le Tableau 4-2 et le Tableau 4-3 ci-dessous.

Tableau 4-2 : définition des chaînons du modèle cinématique simplifié

chaînons modèle simplifié	chaînons équivalents Man3D	repère local
tête	tet cou reg	tet
thorax	lbb lbh thb thm thh cld clg	thb
bassin	bas	bas
bras droit (gauche)	brd (brg)	brd (brg)
avant bras droit (gauche)	a1d (a1g) a2d (a2g)	a2d (a2g)
main droite (gauche)	mad (mag)	mad (mag)
cuisse droite (gauche)	cud (cug)	cud (cug)
jambe droite (gauche)	jad (jag)	jad (jag)
pied droit (gauche)	pdd (pdg)	pdd (pdg)

Tableau 4-3 : définition des articulations du modèle cinématique simplifié

articulation simplifiée	correspondance anatomique	articulation équivalente Man3D
thorax - tête	C7 - T1	teco
thorax - bras	épaule	epad (epag)
thorax -bassin	L5 – S1	llba
bras – avant bras	coude	codd (codg)
avant bras - main	poignet	pgnd (pgng)
bassin - cuisse	hanche	hand (hang)
cuisse jambe	genou	gend (geng)
jambe pied	cheville	chedd (cheg)

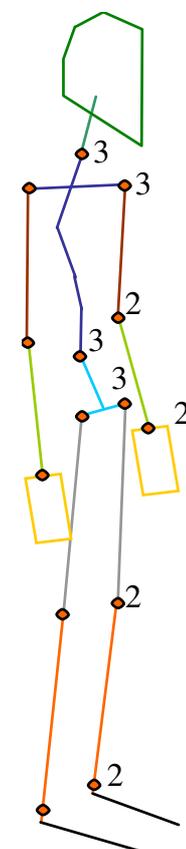


Figure 4-8 : modèle cinématique simplifié. Les numéros indiquent le nombre de ddl de l'articulation.

3.2.3 Les marqueurs utilisés :

La méthode de dimensionnement retenue dans cette étude (cf. 3.3.1/ Dimensionnement page 114) permet de déterminer la position des marqueurs dans les repères locaux. Le choix du nombre de marqueurs fixés par segments, ainsi que de leur position, peut donc être effectué indépendamment des points anatomiques externes. Ainsi, seuls des critères expérimentaux sont pris en compte :

- limitation du nombre de marqueurs pour alléger le traitement;
- surabondance de marqueurs sur les segments les plus importants;
- possibilité d'être vu au mieux par le système optoélectronique;
- faibles déplacements relatifs par rapport au squelette;
- etc.

Dans notre cas, cela permet de résoudre, au moins en partie, les difficultés liées à la capture du mouvement (cf. 2.1.3/Difficultés inhérentes à l'utilisation des dispositifs optoélectroniques page 101). Le nombre de marqueurs et leur position ont ainsi été déterminés, conjointement avec la position des caméras lors d'essais préliminaires.

La liste des 50 marqueurs fixés sur les sujets est donnée dans le Tableau 4-4 page suivante, et leur position est représentée sur la Figure 4-9 page 113.

Tableau 4-4 : liste des marqueurs utilisés

Segments	Noms	Point anatomique	Quantité	Remarques
tête	VERT	vertex	1	
	GON	gonion	2	G+D
thorax	SSTERN	sternum supérieur	1	
	ISTERN	sternum inférieur	1	
	C7	7 ^{ème} cervicale	1	
	D4	3 ^{ème} dorsale	1	
	THORAXTECH ⁽¹⁾	point sur la cage thoracique	2	G+D
	ACR	acromion	2	G+D
bras	HUM ⁽¹⁾	milieu de l'humérus	2	G+D
	CDEXT	épicondyle latérale	2	G+D
	CDINT	épicondyle médiale	2	G+D
avant bras	PGNEXT	Apophyse styloïde Cubitale	2	G+D
	PGNINT	Apophyse styloïde Radiale	2	G+D
main	MCP3	3 ^{ème} métacarpo-phalangienne	2	G+D
bassin	ILTECH ⁽¹⁾	point sur crêtes iliaques	2	G+D
	NBR	Nombriil	1	
	ASIS	Crête Iliaque AntéroSup.	2	G+D
	PSIS	Crête Iliaque PostéroSup.	2	G+D
cuisse	GT	Grand Trochanter	2	G+D
	CU ⁽¹⁾	sur le quadriceps	2	G+D
	GENEXT	Condyle externe	2	G+D
	GENINT	Condyle Interne	2	G+D
jambe	TTA	tubérosité tibiale antérieure	2	G+D
	MAEXT	Malléole externe	2	G+D
	MAINT	Malléole interne	2	G+D
pied	TCA	tubérosité du calcaneum	2	G+D
	MTP1	1 ^{ère} métatarsophalangienne	2	G+D
	MTP5	5 ^{ème} métatarsophalangienne	2	G+D

⁽¹⁾ : ne correspondent pas à des points anatomiques particuliers.

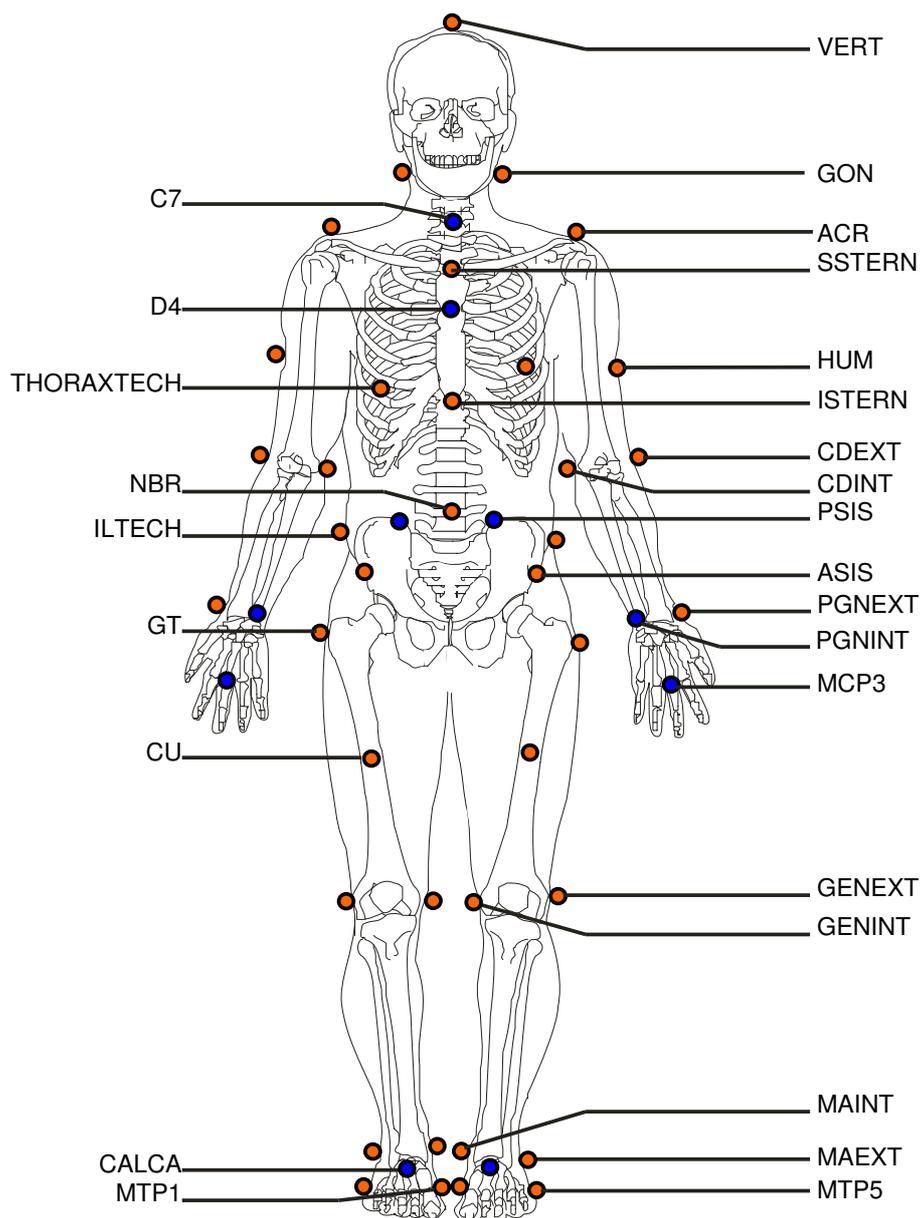


Figure 4-9 : placement des marqueurs en vue de face. Les marqueurs en bleu sont "cachés" sur cette vue car situés sur la face dorsale.

3.3 Adaptation du modèle pour chaque sujet

Une fois le modèle cinématique défini, il faut l'adapter à chacun des sujets de l'expérience. Pour cela, il faut jouer sur deux types d'information :

- La position des marqueurs dans les repères locaux (par hypothèse, les marqueurs sont considérés fixes par rapport aux segments).
- Les dimensions du modèle : les sujets d'étude présentant des caractéristiques anthropométriques différentes, il faut personnaliser le modèle cinématique pour chacun d'entre eux. Cela revient à positionner les articulations distales et proximales de chaque segment par rapport au repère local.

Pour réaliser cette double opération, une méthode manuelle d'ajustement a été utilisée. Elle consiste à adapter, au moyen des fonctionnalités du logiciel MAN3D, la dimension et la posture du mannequin, afin de le superposer sur des prises de vue du sujet équipé de ses marqueurs dans un espace calibré.

3.3.1 Dimensionnement

Le dimensionnement du mannequin est fait de manière manuelle. Pour cela, chaque sujet est installé selon une posture définie, dans un espace calibré constitué de 4 barres verticales de 2 m espacées d'1 mètre sur lesquelles sont collés des marqueurs réfléchissants tous les 50 cm. Des prises de vue alors effectuées sous différents angles de manière quasi simultanée (cf. Figure 4-10 ci-dessous). Ainsi, connaissant la position des marqueurs de l'espace calibré, il est possible, selon la méthode DLT [ABD 71], de calculer les paramètres de la prise de vue.

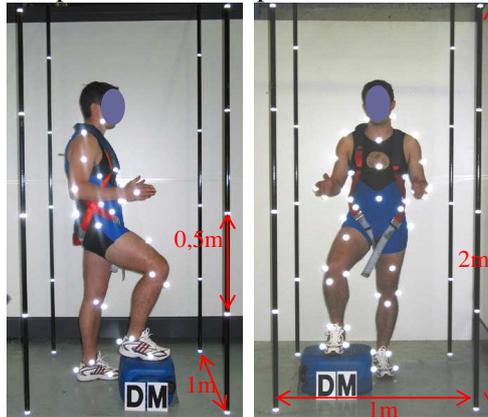


Figure 4-10 : sujet dans l'espace de calibration

Le mannequin et le sujet sont alors affichés selon les mêmes paramètres de vue. En jouant sur les angles articulaires et les longueurs des segments, on peut reproduire manuellement la posture du sujet avec le mannequin. Quand les silhouettes du sujet et du mannequin coïncident selon plusieurs projections, le mannequin est correctement dimensionné (Figure 4-11 ci-dessous).

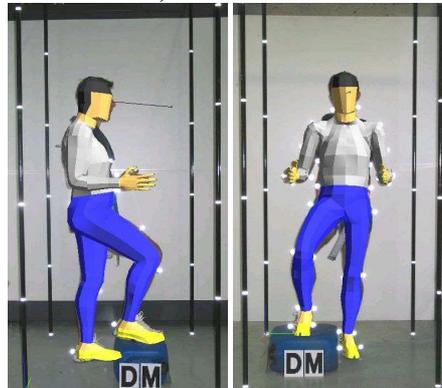


Figure 4-11 : superposition du mannequin sur le sujet

3.3.2 Positionnement des marqueurs dans les repères locaux

L'étape suivante consiste à établir la correspondance entre les marqueurs externes fixés sur le sujet et le modèle cinématique. Pour cela un outil graphique permet alors de déterminer les coordonnées des marqueurs collés sur le sujet dans les repères locaux du mannequin dimensionné et dans la bonne posture.

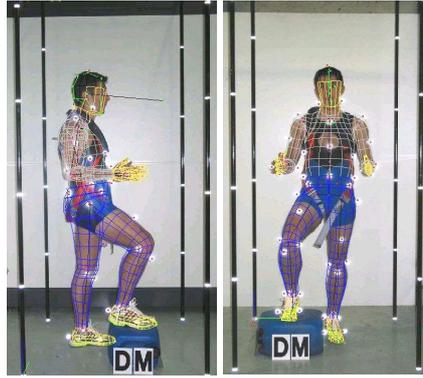


Figure 4-12 : mannequin dimensionné et marqueurs externes repérés (points rouges)

4/ Algorithme de reconstruction du mouvement

Dans la 1^{ère} partie de ce chapitre, nous avons vu que la reconstruction du mouvement revient à déterminer la position au cours du mouvement de points internes particuliers dit point anatomiques. Cela passe par la connaissance de deux types d'information : le lien entre les marqueurs externes et les points anatomiques et la mesure de la position des marqueurs externes au cours du mouvement.

Le but des algorithmes de reconstruction de mouvement est donc de faire la fusion entre ces deux types d'information afin de déterminer au mieux le mouvement des différents segments.

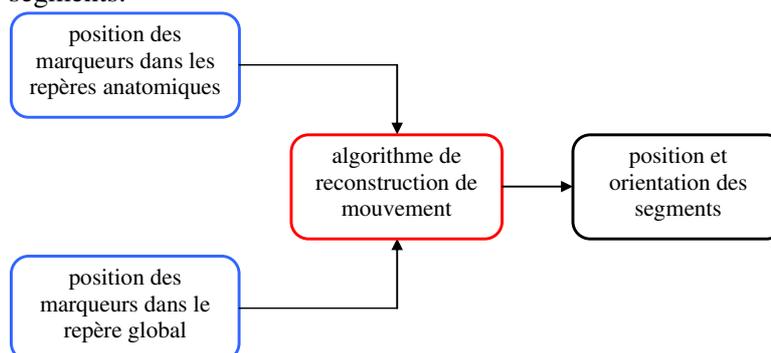


Figure 4-13 : place de l'algorithme dans le processus de reconstruction de mouvements

La mesure de position des marqueurs externes a été décrite dans la première partie de ce chapitre, et la détermination de la position des marqueurs dans les repères anatomiques été présentée dans la partie précédente.

Nous allons donc maintenant nous intéresser aux algorithmes de reconstruction de mouvement. Dans un premier temps, les différents types d'algorithmes existants seront présentés, puis l'approche semi-globale choisie dans cette étude sera décrite. Enfin, cette partie se terminera par quelques exemples de résultats obtenus.

4.1 Discussion sur le choix de l'algorithme

Il existe plusieurs types d'algorithme pour la reconstruction de mouvement. Le choix de l'un ou de l'autre dépend de nombreux paramètres tels que les hypothèses émises sur le système, les données disponibles, etc.

Il a été montré (cf. 2.2.2/Méthode Directe page 103) que dans les conditions les plus simples (pas d'hypothèses cinématiques, bonne qualité des informations mesurées, connaissance de la position d'au moins trois marqueurs par segment à chaque instant du mouvement) la détermination de l'attitude des segments était quasi-immédiate.

Cependant, comme nous l'avons vu au paragraphe précédent, nous avons été amené à émettre un certain nombre d'hypothèses cinématiques. Les méthodes directes ne sont donc plus adaptées. De plus, du fait de l'introduction d'un modèle cinématique, on ne cherche plus à déterminer la position et l'orientation des segments, mais plus simplement le jeu de coordonnées généralisées qui positionne au mieux la chaîne cinématique par rapport aux informations mesurées. Dans le cas du modèle de corps humain considéré dans cette étude, ces coordonnées généralisées sont les angles articulaires.

On distingue alors deux grandes familles d'algorithmes en fonction de la nature du problème : sous contraint ou sur contraint.

4.1.1 Simulation de mouvement

Si le problème est sous contraint, on se trouve dans le domaine de la simulation (ou animation) de mouvement. En général, l'objectif est de déterminer au mieux la position de la chaîne cinématique en fonction de celle du segment terminal. Du fait de la nature sous-contrainte de ce problème de cinématique inverse, il ne peut être résolu qu'en y adjoignant un ou plusieurs critères à minimiser. De nombreux auteurs ont travaillé sur le choix de ces critères, et la manière de les implémenter. La plupart d'entre eux ont ainsi mis en place des méthodes dérivées des méthodes "pseudo-inverses" : *weighted pseudo inverse* ([WAN 98], [ZHA 98], [ZHA 00], ...), *hierarchical pseudo-inverse* ([BOU 03], [BAE 04], ...), etc.

Ces méthodes permettent de reconstruire de manière réaliste des mouvements alors que l'on ne dispose que de peu d'informations mesurées. Cependant, elles ne font que combler le manque de mesures par des hypothèses sur la nature du mouvement. Pour certaines applications, telles que l'animation, où l'on ne recherche pas forcément à reproduire un mouvement exact mais un mouvement réaliste, ce genre d'approche est tout à fait adapté.

Cependant, pour pouvoir valider les mouvements reconstruits, il est indispensable d'avoir une connaissance préalable du mouvement sur lequel on travaille. Il faut de plus que ce mouvement ne soit pas trop complexe afin de pouvoir définir des hypothèses (critères) cohérentes. Enfin, le mouvement ainsi reconstruit ne sera qu'une approximation du mouvement réel observé. De fait, ces méthodes ne sont pas exploitables pour une grande partie des études d'analyse du mouvement. La solution consiste alors à se placer dans le cas d'un problème surcontraint.

4.1.2 Approche par optimisation globale

Lorsque le problème de reconstruction de mouvement est surcontraint, il est nécessaire d'avoir recours à des méthodes d'optimisation qui permettent de déterminer une solution unique qui satisfait au mieux les conditions imposées par la mesure. L'approche la plus classique, dite "méthode d'optimisation globale", a été proposée par Lu et O'Connor ([LU 99]). Elle consiste à résoudre le problème d'optimisation à chaque image pour l'ensemble du système : l'ensemble des coordonnées généralisées du système est déterminé afin que sa position globale corresponde au mieux à celle mesurée. Le principe est de déterminer le vecteur de coordonnées généralisées ξ qui minimise la fonction d'erreur $f(\xi)$ qui relie P , les positions mesurées des marqueurs, à $P'(\xi)$, les positions des points correspondants liés au modèle :

$$f(\xi) = [P - P'(\xi)]^T \cdot [W] \cdot [P - P'(\xi)]$$

$[W]$ est une matrice définie positive, qui permet de pondérer l'influence des différents marqueurs.

Cette méthode possède de nombreux avantages, liés au fait qu'elle permet d'intégrer un modèle cinématique et de traiter la surabondance d'information de mesure. Un autre point intéressant est la possibilité de pondérer l'influence des différentes informations de mesure en fonction de la confiance qu'on leur accorde. Tout cela rend cette technique moins sensible aux perturbations de mesure (perte d'information sur la

position des marqueurs, imprécision de mesure, mouvement relatifs des marqueurs par rapport à la peau, etc.).

Cependant, elle comporte certains inconvénients :

- La recherche d'une solution globale entraîne une propagation des erreurs à l'ensemble du système.
- La minimisation de la fonction d'erreur $f(\xi)$ rend les temps de calculs relativement longs. Lu et O'Connor estiment à une minute le temps de calcul nécessaire à reconstruire un cycle de marche de 47 images avec un modèle de jambe composé de 3 segments.
- Il n'est pas possible de garantir qu'une contrainte, telle que la position d'un point dans l'espace, soit totalement satisfaite. Cela peut être problématique dans des cas tels que l'analyse de mouvements d'atteinte : la position calculée de l'organe terminal pouvant se trouver à côté de la cible à atteindre.

Sur ce dernier point, des techniques de modification du mouvement post-reconstruction ont été mises au point. On peut par exemple citer les techniques de régressions fonctionnelles proposées par Faraway et al. [FAR 99] et mises en œuvre par Zhang [ZHA 02]. Le principe est de modifier les profils d'angles articulaires afin de corriger l'erreur finale tout en conservant une d'authenticité maximum par rapport à la cinématique originale.

4.1.3 Approche "semi-globale"

Dans ce travail, une technique alternative à la méthode d'optimisation globale a été utilisée. Elle consiste à découper le problème et à le traiter de manière hiérarchique : la chaîne cinématique est découpée en sous-ensembles de corps rigides. Ces sous-ensembles sont répartis de manière hiérarchique dans la chaîne, des plus éloignés vers la racine. La recherche de la solution au problème est d'abord menée au niveau de sous-ensembles les plus bas dans la hiérarchie, puis éventuellement étendue aux niveaux supérieurs. Le calcul de l'influence des contraintes est directe (pas d'inversion de matrice), et la meilleure solution est approchée par un processus itératif.

Cette technique de résolution peut être considérée comme "semi-globale" : la solution du problème prend bien en compte l'ensemble des contraintes appliquées au système, mais la résolution est effectuée à l'aide de sous-systèmes locaux. L'algorithme est décrit au paragraphe suivant (cf. 4.2/Algorithme d'optimisation semi-globale mis en œuvre page 119).

L'intérêt d'une telle méthode est qu'elle prend en compte certaines particularités du mouvement humain. En effet lors d'un mouvement d'atteinte par exemple, tous les segments ne sont pas mis en mouvement indépendamment : le bras qui effectue l'atteinte est mis en mouvement en priorité, entraînant éventuellement le buste. La hiérarchisation du problème respecte cela, ce qui présente plusieurs avantages.

L'un de ces avantages est que la hiérarchisation permet de réduire un problème complexe à plusieurs problèmes plus simples. De fait, la contribution des contraintes au niveau des sous-systèmes peut être déterminée directement, par construction géométrique. Cela permet de s'affranchir notamment de tous les problèmes de singularité numérique et d'avoir des temps de calcul relativement courts.

Un autre intérêt de la hiérarchisation est que cela permet de traiter certains problèmes sous-contraints. Dans l'exemple ci-dessous, une seule contrainte est appliquée au bout du l'index. L'algorithme tente de résoudre le problème en travaillant d'abord sur le sous-système constitué par le bras. Comme il n'y a pas de solutions (le point est trop éloigné pour être atteint directement), le résidu des contraintes est transmis au sous-système suivant. La solution proposée représente alors une posture réaliste. Cette particularité rend cette approche semi-globale très intéressante dans le cas de mouvements difficiles à mesurer, car très robuste face à la perte d'information sur la position des marqueurs.

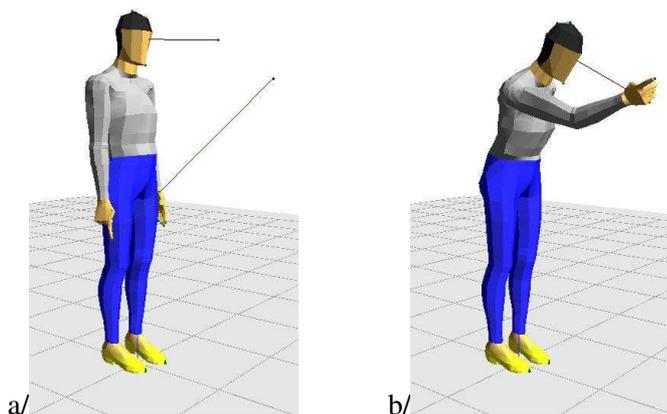


Figure 4-14 : résolution d'un problème sous contraint
a/ posture initiale (la contrainte est représentée en vert) b/ posture calculée

Enfin, une des conséquences de la hiérarchisation est que les résidus des contraintes des sous-systèmes les plus bas dans la hiérarchie sont transmis vers les sous-systèmes les plus élevés. De fait, les segments situés vers la racine sont beaucoup plus stables que les segments distaux. Cela peut être un problème, pour l'étude des mouvements d'atteinte par exemple, où l'on souhaite avant tout bien maîtriser la position de l'organe terminal. En revanche, cela peut s'avérer intéressant, notamment pour les études dynamiques. Par exemple, dans notre étude, la méthode semi-globale permet de stabiliser les segment proches du bassin (bassin, thorax et cuisses), qui s'avèrent être les segments les plus massifs et donc les plus influents sur les calculs dynamiques.

Les inconvénients d'une telle méthode sont du même type que ceux de la méthode globale : la propagation des erreurs dans le système et l'impossibilité de garantir qu'une contrainte soit totalement satisfaite.

4.2 Algorithme d'optimisation semi-globale mis en œuvre

Après avoir vu les différentes approches possibles pour la reconstruction de mouvements, nous allons présenter l'algorithme "semi-global" que nous avons choisi de mettre en œuvre.

4.2.1 Principe général

Le but de l'algorithme est de trouver à chaque image le jeu d'angles articulaires qui va amener le mannequin numérique dans la position la plus proche possible de celle, mesurée, du sujet. Pour cela, des contraintes de position et d'orientation peuvent être assignées à des points ou des chaînons appartenant au mannequin. Ces contraintes

relient des points du mannequin aux positions mesurées des marqueurs correspondants.

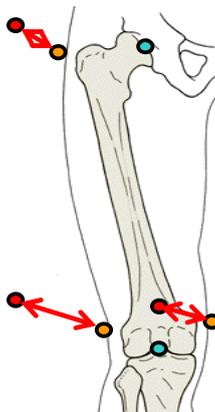


Figure 4-15 : contraintes de positions

La chaîne squelettique est découpée en sous-système, appelés segments mobiles, et constitués d'un ou plusieurs chaînons mobiles. Ces sous-systèmes sont organisés comme une structure arborescente. L'algorithme de résolution traite le problème de manière hiérarchique, des segments mobiles les plus éloignés dans la chaîne jusqu'au segment racine.

Pour chaque sous-système, la contribution des contraintes est calculée et une solution est recherchée de manière itérative. A la sortie de cette boucle d'itération locale, si certaines contraintes ne sont pas satisfaites, elles sont transmises au chaînon père dans l'arborescence. Les contraintes assignées à un segment sont donc soit des *contraintes propres* soit des *contraintes héritées* provenant des segments situés en aval dans l'arborescence (cf. Figure 4-16 page 122). Le segment racine synthétise donc l'ensemble des contraintes du système.

La solution globale pour l'ensemble de la chaîne est approchée de manière itérative. Le critère de sortie de la boucle d'itération globale est testé sur le segment racine.

Les critères de sortie utilisés sont du même type pour les deux boucles d'itération (locale et globale) :

- 1/ on teste la convergence de la solution : est-ce que les résidus des contraintes diminuent ?
- 2/ on limite le nombre d'itération à un certain seuil.

L'algorithme général est décrit ci-dessous :

```

iglob = 1
pour tous les segments mobiles de la chaîne
|   iloc = 1
|   synthèse contraintes propres et héritées pour le segment
|   calcul de la contribution des contraintes
|   application de ces contributions
|   test des critères de sortie locaux
|   si sortie boucle locale
|   |       si segment racine
|   |       |       test des critères de sortie globaux
|   |       |       si sortie boucle globale
|   |       |       |       fin calcul
|   |       |       sinon
|   |       |       |       iglob = iglob+1
|   |       |       fin si
|   |       sinon
|   |       |       si contraintes résiduelles
|   |       |       |       passage des contraintes résiduelles au segment père
|   |       |       fin si
|   |       fin si
|   sinon
|   |       iloc = iloc+1
|   fin si
fin pour

```

4.2.2 Mise en œuvre pour le mannequin numérique

La chaîne cinématique du mannequin est divisée en 7 segments mobiles, correspondant aux principaux membres et segments du corps humain : la tête, les membres supérieurs, les deux membres inférieurs, le torse et le bassin. Ces 7 segments sont organisés en trois niveaux hiérarchiques dont la racine est située au niveau du bassin.

Une étape de prépositionnement est effectuée avant de rentrer dans l'algorithme proprement dit. Elle permet de se rapprocher d'emblée de la solution en positionnant grossièrement le mannequin en ne tenant compte que des contraintes situées sur le bassin et le torse.

La Figure 4-16 ci-dessous illustre la hiérarchisation de la résolution.

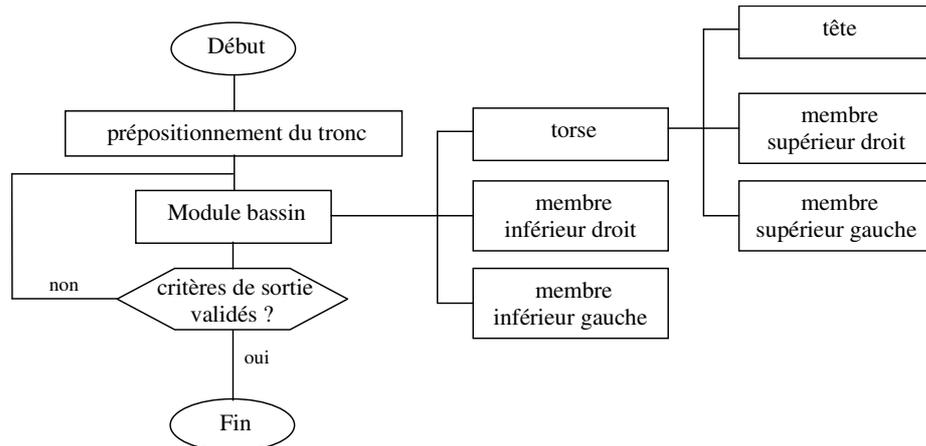


Figure 4-16 : principe général de la résolution pour le mannequin numérique

Dans le paragraphe suivant, nous allons décrire comment sont calculées les contributions des contraintes au niveau des chaînons mobiles.

4.2.3 Contributions des contraintes au niveau des chaînons mobiles

Les segments mobiles sont constitués d'une chaîne arborescente de chaînons rigides. Chaque chaînon est relié au précédent par une articulation composée d'un ou plusieurs axes de mobilité. Ainsi, dans le cas général, le segment mobile comporte N chaînons et J axes de mobilités ($J > N$). i contraintes sont appliquées sur les différents chaînons du segment.

⇒ *Définition des contraintes*

Deux types de contrainte peuvent être appliquées : contraintes de position ou contraintes d'orientation.

Pour les contraintes de position, on associe au point P, appartenant au chaînon S, mais distinct du point articulaire O liant ce chaînon à son voisin amont, un point objectif Q' dans l'espace situé à une distance d d'une cible qui peut être un point, un axe ou un plan. Satisfaire la contrainte signifie amener le point P sur son point objectif Q' ($PQ' = 0$).

Dans notre cas, l'objectif est la position mesurée des marqueurs dans l'espace, soit objectif point et $d=0$ (cf. Figure 4-17/a ci-dessous).

Pour les contraintes d'orientation, on associe au vecteur \vec{V} appartenant au chaînon S, défini par deux points P1 et P2 de S, un vecteur libre \vec{W} défini par deux points Q1 et Q2 de l'espace. Satisfaire la contrainte consiste à aligner \vec{V} sur \vec{W} (cf. Figure 4-17/b ci-dessous).

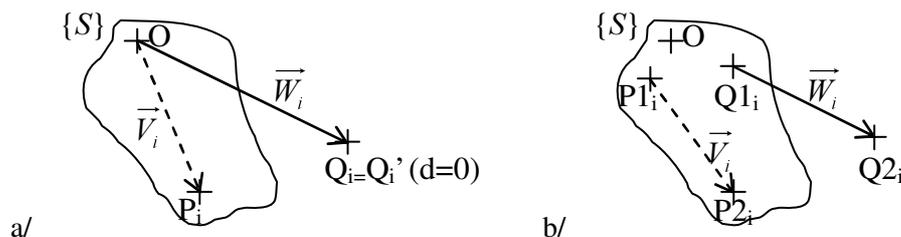


Figure 4-17 : définition des contraintes de position (a) et d'orientation (b)

Dans cette étude, les contraintes d'orientation n'ont pas été utilisées. La suite de ce document ne traitera donc que du cas des contraintes de position.

⇒ Calcul de la contribution d'une contrainte

La contribution de chacune des contraintes appliquées au segment est calculée sur tous les axes articulaires situés en amont.

Pour chaque contrainte i et pour chaque axe de mobilité \vec{Y}_j , on calcule les vecteurs $\vec{V}_{ji} = \vec{O}_j \vec{P}_i$ et $\vec{W}_{ji} = \vec{O}_j \vec{Q}_i$. Le vecteur rotation qui minimise le déplacement angulaire par rapport à O_j est donné par :

$$\vec{X}_{ji} = \frac{\vec{V}_{ji} \wedge \vec{W}_{ji}}{\|\vec{V}_{ji} \wedge \vec{W}_{ji}\|}$$

Le déplacement angulaire minimum est donné directement par α_{ji} , l'angle formé par les vecteurs \vec{V}_{ji} et \vec{W}_{ji} . Or une contrainte ne s'applique pas qu'à l'axe \vec{Y}_j , mais à chacun des K_i axes articulaires situés en amont ($K_i \leq J$). Le déplacement angulaire est donc pondéré par le nombre d'axes articulaires mis en jeu :

$$a_{ji} = \frac{\alpha_{ji}}{K_i}$$

La contribution b_{ji} de la contrainte i à la rotation autour de l'axe articulaire \vec{Y}_j est alors calculée en projetant la rotation finie $a_{ji} \vec{X}_{ji}$ sur l'axe articulaire \vec{Y}_j :

$$b_{ji} = \frac{\alpha_{ji}}{K_i} \cdot \vec{X}_{ji} \cdot \vec{Y}_j$$

D'un point de vue formel, cette projection n'est pas correcte. Cependant, on agit ici dans le cadre d'un processus itératif. Cela signifie, d'une part que les incréments d'angles sont faibles (et en première approximation la projection est correcte pour des petits déplacements angulaires), et d'autre part que l'on ne cherche pas un résultat exact, mais une tendance vers la convergence.

L'exemple de la Figure 4-18 ci-dessous illustre le calcul de la contribution d'une contrainte dans le cas d'un segment mobile composé de 2 chaînons rigides et comportant 3 axes de mobilité.

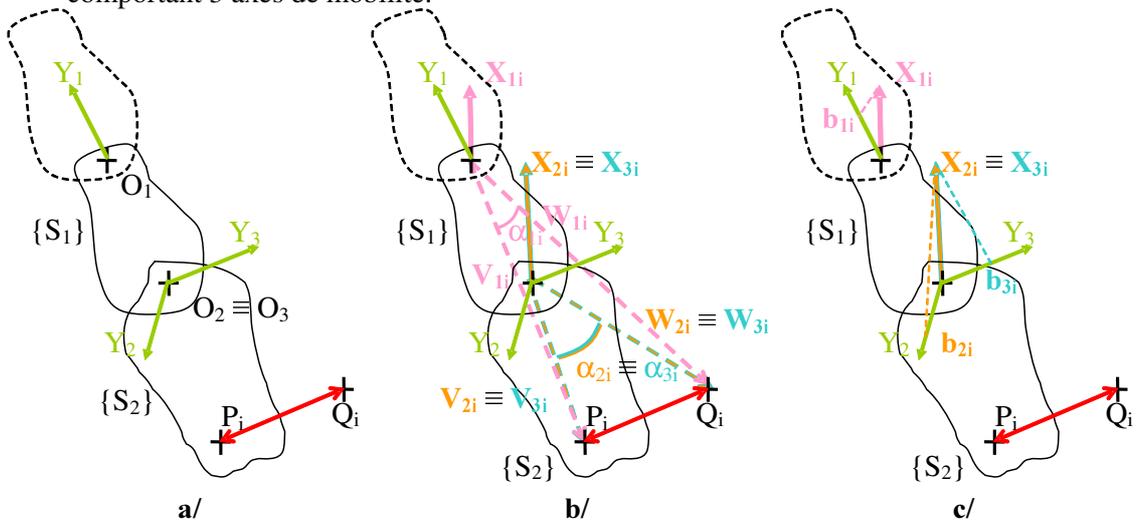


Figure 4-18 : calcul de la contribution d'une contrainte. a/ point de départ : segment composé de 2 chaînons avec ses axes de mobilité (vert) sur lequel est appliqué une contrainte (rouge). b/ calcul des vecteurs rotation. c/ projection des rotations finies pondérées sur les axes de mobilité

segment

⇒ Agrégation des contraintes et calcul du mouvement pour chaque

Après avoir calculé les contributions de chacune des contraintes sur tous les axes de mobilité, il faut agréger ces contributions par axe de mobilité.

Pour cela, pour chaque axe de mobilité \vec{Y}_j , on calcule une rotation moyenne b_j fonction de l'ensemble des contributions des contraintes qui agissent sur cet axe. L'influence des contraintes est pondérée par rapport à leur distance d_{ji} à l'axe de mobilité.

$$b_j = \frac{\sum_{i \text{ agit sur } j} d_{ji} \cdot b_{ji}}{\sum_{i \text{ agit sur } j} d_{ji}}$$

Cette pondération par la distance à l'axe de mobilité permet de rendre les contraintes indépendantes de leur point d'application. La Figure 4-19 ci-dessous illustre cela pour le cas simplifié d'un problème plan avec un seul chaînon articulé autour d'un seul axe de mobilité et sur lequel 2 contraintes identiques et opposées sont appliquées à 2 distances à l'axe différentes.

a/ situation de départ

b/ résultat sans pondération :

c/ résultat avec pondération :

problème plan

2 contraintes de distance, opposées et de même valeur (Δ) appliquées à 2 distances différentes

→ $b = (a_1 + a_2) / 2$

$b = (d_1 a_1 + d_2 a_2) / (d_1 + d_2)$

si a_i petit $a_i \approx \tan(a_i) = \Delta / d_i$ → $b = 0$

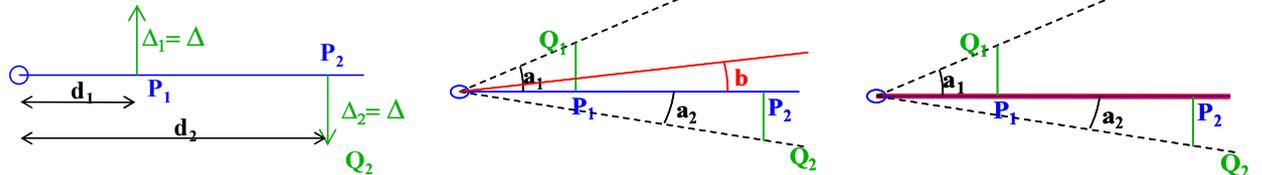


Figure 4-19 : illustration de la pondération par la distance à l'axe de mobilité

4.2.4 Discussion

Cet algorithme possède un certain nombre de particularités que nous allons essayer de résumer dans ce paragraphe. Cela permettra d'en faire ressortir les points forts ainsi que les possibilités d'amélioration.

L'une des principales originalités de cette méthode est son approche hiérarchique. Celle-ci permet notamment de stabiliser les segments proximaux, de traiter certains problèmes sous contraints, et de découper le problème global en plusieurs problèmes plus simples.

Ce découpage permet d'approcher la solution des sous-problèmes de manière directe, par construction géométrique. Cela permet de s'affranchir des problèmes numériques liés à l'inversion de matrices et d'obtenir des temps de calcul relativement courts.

Au niveau du calcul de la contribution des contraintes au mouvement, le principe de la pondération des contraintes par leur distance à l'axe de mobilité s'est avéré efficace.

Il permet de rendre les contraintes indépendantes de leur point d'application et ainsi de limiter les instabilités des segments.

En revanche, la répartition des contributions des contraintes sur les axes de mobilité pourrait être améliorée. La pondération directe par le nombre d'axes articulaires considère que chaque axe articulaire contribue géométriquement de la même manière à la réalisation de la contrainte (cf. équation de pondération page 124), ce qui est incorrect. Le processus itératif permet de retomber sur une solution correcte. Cependant il pourrait être intéressant de pondérer les déplacements angulaires directement par les contributions géométriques de chaque axe de mobilité au mouvement :

$$a_{ji} = \frac{\alpha_{ji}}{\sum_{i=1}^{K_j} X_{ji} \cdot Y_j}$$

L'intérêt de cette pondération est illustré sur l'exemple ci-dessous (cf. Figure 4-20) d'une contrainte appliquée sur un segment mobile constitué d'1 seul chaînon et 2 axes de mobilité orthogonaux.

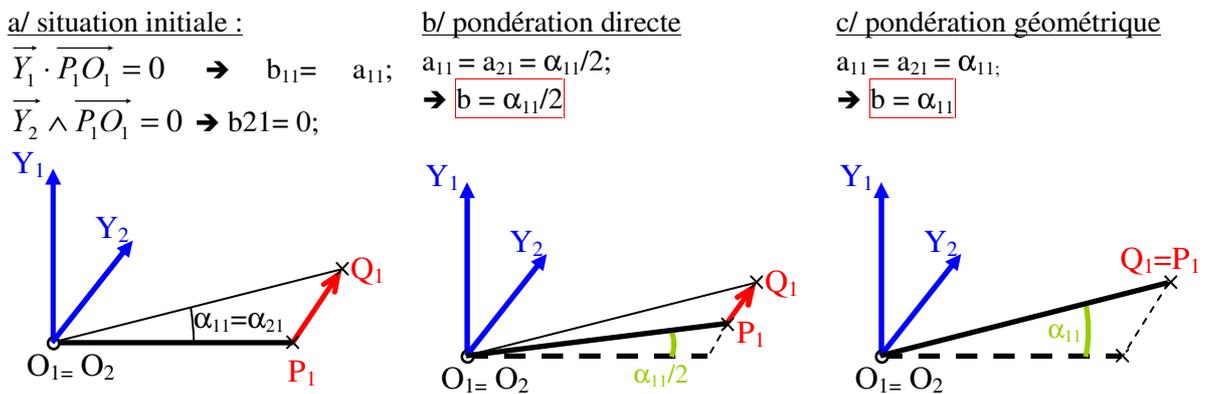


Figure 4-20 : pondération directe et géométrique des déplacements angulaires

Enfin, la principale amélioration à apporter à l'algorithme serait d'introduire une continuité entre les postures calculées. A cette étape du développement de l'algorithme, les postures sont calculées image par image. Pour chaque image, le processus est initialisé à partir de la première image du mouvement. Afin d'améliorer la continuité du mouvement, il serait intéressant de rechercher chaque solution à partir de la posture obtenue à l'image précédente. Cela permettrait en outre d'améliorer les temps de calcul. Une tentative a été faite pour cela, mais les postures divergent de plus en plus au cours du mouvement, probablement du fait d'une dérive numérique. Il serait déterminant de poursuivre les efforts dans cet axe là.

4.3 Exemple de résultats

La sortie de l'algorithme de reconstruction de mouvement est le jeu d'angles articulaires optimal à chaque image du mouvement. Les résultats peuvent être visualisés sous plusieurs formes. Pour une inspection visuelle, et des premières analyses qualitatives, les angles articulaires sont appliqués sur le mannequin numérique, qui prend ainsi image par image la posture approchée du sujet. L'animation du mannequin peut alors être comparée aux séquences vidéo prises au

cours de l'essai. Le mannequin permet de plus d'observer le mouvement sous d'autres points de vue. La Figure 4-21 ci-dessous par exemple met en évidence que le mouvement reconstruit est représentatif du mouvement réel, bien qu'il s'agisse d'un mouvement fortement perturbé et relativement complexe. Le deuxième angle de vue permet aussi de visualiser le mouvement du bras qui tient la barre, masqué sur la séquence vidéo.

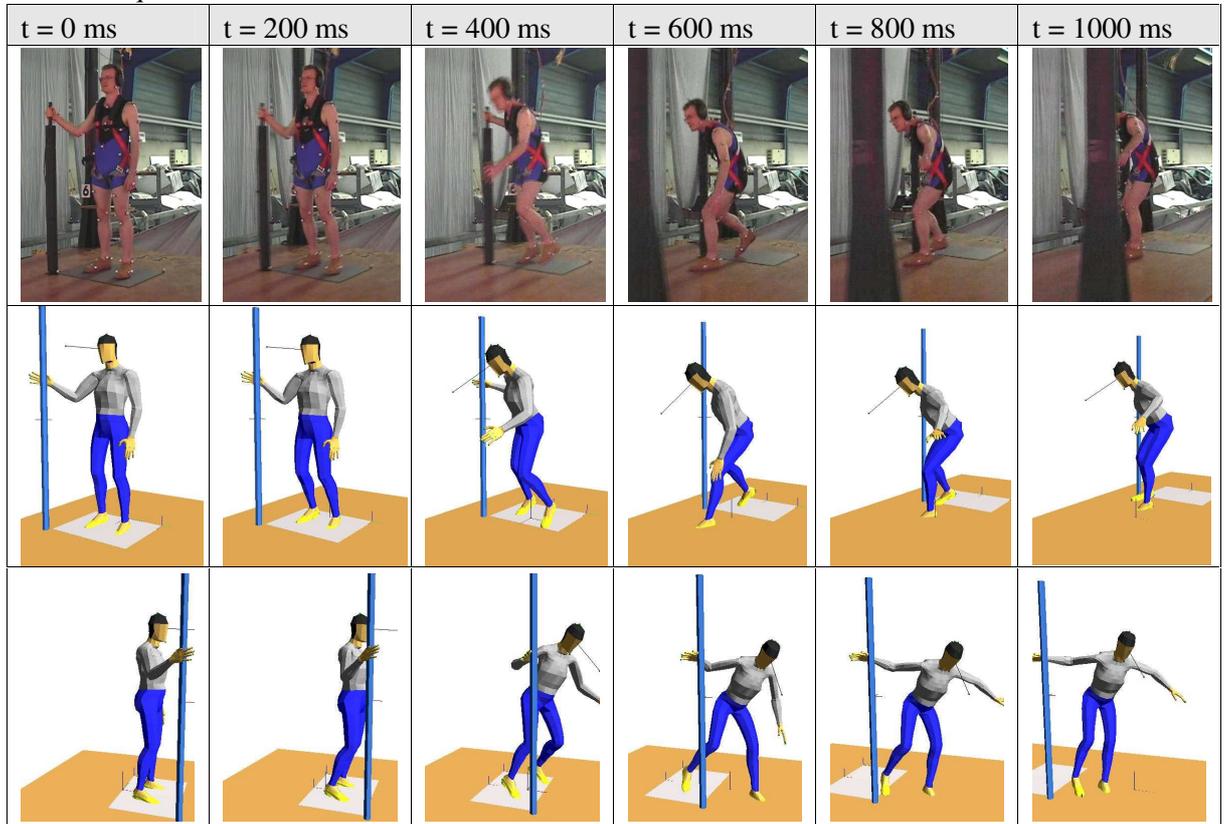


Figure 4-21 : séquence vidéo et animation du mannequin numérique pour la configuration 16 (forte perturbation, utilisation de la barre de maintien)

Pour une analyse qualitative, il faut passer par les courbes d'angle articulaire. La Figure 4-22 ci-dessous représente l'évolution des angles d'abduction, de flexion et de rotation axiale pour l'épaule droite du sujet, lors du mouvement représenté Figure 4-21 ci-dessus. Bien que ces résultats soient bruts, ils sont directement exploitables. On peut voir par exemple que le sujet arrive presque en butée au niveau de la rotation externe de l'épaule (80°).

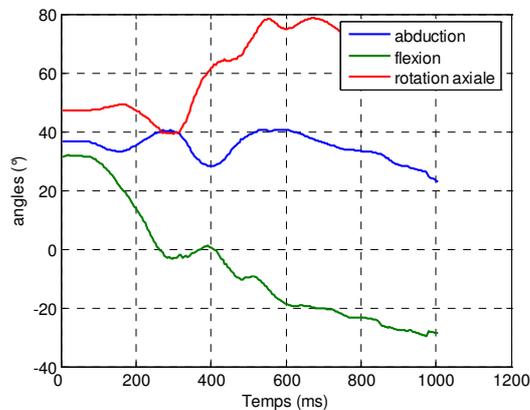


Figure 4-22 : évolution des angles articulaires de l'épaule droite au cours du mouvement représenté sur la Figure 4-21 ci-dessus (résultats bruts)

L'inconvénient majeur de cette représentation est que les résultats pour les articulations à trois degrés de liberté dépendent de l'ordre dans lequel les rotations sont effectuées. Ce phénomène est par exemple mis en évidence au niveau de l'épaule par Senk et Cheze [SEN 06a]. Cependant le paramétrage de Denavit-Hartenberg utilisé pour le mannequin définit de manière explicite les séquences d'angles.

5/ Evaluation de la qualité de la reconstruction des mouvements

Dans les parties précédentes, nous avons décrit la méthode qui nous a servi à reconstruire les mouvements, c'est-à-dire à déterminer les valeurs d'angles articulaires au cours du temps qui reproduisent au mieux les mouvements observés.

Dans cette partie, nous nous intéresserons à la qualité de ces mouvements ainsi reconstruits. Nous traiterons ce problème en trois points.

Dans un premier temps, nous chercherons à évaluer et quantifier directement l'écart entre les mouvements observés et les mouvements reconstruits à partir de variables et de critères pertinents.

Ensuite, nous essaierons de déterminer quelles sont les origines des écarts ainsi mis en évidence, et de quantifier ces perturbations d'entrée.

Enfin, nous nous pencherons sur la question de la sensibilité des résultats à ces perturbations sur les données d'entrée. Cela nous permettra de mettre en évidence la robustesse de la méthode utilisée, et d'isoler quels paramètres peuvent avoir une influence critique sur la qualité des résultats.

5.1 Analyse directe des résultats

Le but de cette analyse est d'obtenir une évaluation directe de la qualité de reconstruction d'un mouvement. Le premier problème à résoudre est celui du choix des variables à analyser : Quelles sont les variables représentatives de la qualité de reconstruction d'un mouvement ?

Une fois que celles-ci auront été définies, nous verrons une première interprétation qualitative des résultats. Enfin nous analyserons la qualité de reconstruction des mouvements de rattrapage d'équilibre d'un point de vue quantitatif, ce qui nous amènera à nous poser la question de la définition de critères de validité des mouvements reconstruits.

5.1.1 Choix des variables à analyser

Ces variables doivent être choisies de manière à permettre une évaluation simple et directe de la qualité de la reconstruction du mouvement. Il est aussi intéressant que l'analyse de ces variables permette de comprendre quelles sont les erreurs faites, afin de les corriger lorsque cela est possible. Cela sera illustré au paragraphe 5.1.2/Analyse qualitative des résultats page 129 Deux types de variables ont été utilisés dans cette étude : l'une porte sur l'écart entre le mouvement mesuré et reconstruit, l'autre sur la continuité du mouvement.

⇒ *Résidus*

La qualité de reconstruction d'un mouvement est donnée, théoriquement, par l'écart sur les angles articulaires entre le mouvement réel et le mouvement reconstruit. Malheureusement, le mouvement réel ne peut être caractérisé que par des données mesurées, et donc entachées d'erreurs.

Dans notre cas, ces données sont soit les vidéos des essais, soit la position mesurée des marqueurs. Les vidéos permettent une comparaison visuelle entre les mouvements d'origine et les mouvements reconstruits, mais il est difficile d'en extraire des critères quantitatifs. En revanche, il est possible de comparer la position mesurée des

marqueurs dans l'espace à celle des points correspondants du mannequin, issue de la reconstruction du mouvement. L'avantage est que cet écart est directement quantifiable : il s'agit des résidus des contraintes de l'algorithme d'optimisation semi-globale mis en œuvre. Cette variable est utilisée de manière classique dans la littérature (exemple [WAN 05]).

Cependant ce critère n'est pas suffisant car il ne porte pas uniquement sur l'écart entre les angles articulaires réels et calculés. Il représente une erreur globale qui prend en compte l'erreur faite sur la mesure et l'ensemble des erreurs faites sur le processus de reconstruction du mouvement : limite du modèle cinématique, mauvais dimensionnement, erreur de positionnement des marqueurs dans les repères locaux, erreur dans l'estimation de la posture optimum...

Ainsi, dans les cas extrêmes on peut imaginer :

- un mouvement reconstruit correspondant parfaitement au mouvement réel, mais dont les résidus ne sont pas nuls du fait d'un mauvais positionnement des marqueurs dans les repères locaux (cas classique).
- un mouvement parfaitement reconstruit à partir d'une mesure erronée sera acceptable au regard des résidus, bien qu'étant physiologiquement incorrect. (exemple des sautes de marqueurs liées aux changements de jeu de caméra).

Les résidus vont donc nous être utiles pour estimer l'erreur globale faite lors de la reconstruction d'un mouvement, et par là nous donner une indication sur la qualité du mouvement reconstruit, mais cela n'est pas suffisant. Il faut donc rajouter un critère portant sur la compatibilité physiologique du mouvement reconstruit.

⇒ *Continuité du mouvement*

L'une des caractéristiques essentielles des mouvements réels est leur continuité. Théoriquement, comme les mouvements libres sont pilotés par les efforts musculaires continus, les paramètres caractérisant les mouvements réels présentent au moins une continuité du second ordre (accélérations angulaires).

Ainsi, l'analyse des dérivées des angles articulaires nous permet d'estimer et de quantifier la qualité des mouvements reconstruits du point de vue de la compatibilité physiologique.

Le tracé à chaque image du mouvement du gradient numérique simple de chaque degré de liberté donne un premier aperçu visuel de la qualité de reconstruction. Pour une analyse plus quantitative, nous nous sommes intéressés aux valeurs de la double dérivée de chaque degré de liberté. Cela sera redétaillé au cours de cette partie.

5.1.2 Analyse qualitative des résultats

Le but est de pouvoir faire une première analyse rapide et visuelle des résultats afin :

- de se faire une première idée de la qualité du mouvement reconstruit;
- de mettre en évidence certaines erreurs, dans le but de pouvoir les corriger à posteriori (erreurs de labelling, mauvais dimensionnement du mannequin,...).

⇒ *Résidus*

Les résidus de ces contraintes sont directement les distances restantes à la fin du processus itératif entre la position mesurée des marqueurs et les points correspondants sur le mannequin. A la fin du mouvement, un fichier est écrit comportant les résidus

de chaque contrainte à chaque image. Différents calculs sont effectués selon le type d'information que l'on veut recueillir.

Le graphe des moyennes des résidus (cf. Figure 4-23 ci-dessous) à chaque image nous donne un ordre de grandeur de l'erreur globale faite.

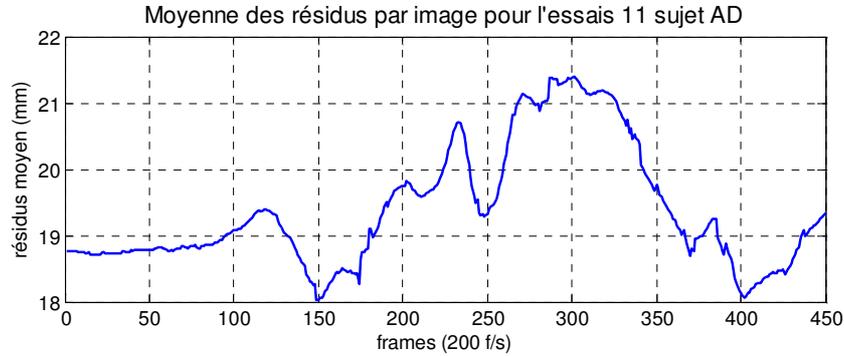


Figure 4-23 : exemple de graphe des moyennes des résidus

De plus il nous permet de visualiser l'évolution de cette erreur au cours du temps. D'une manière générale, la moyenne des résidus a tendance à augmenter au cours du mouvement, ce qui se comprend car :

- le sujet s'éloigne du champ de mesure, ce qui fait que l'on perd de l'information et que l'information restante est moins précise.
- la posture du sujet au cours du mouvement s'écarte de plus en plus de la posture dans laquelle on a calibré le modèle. Cela engendre des erreurs, d'une part parce que les marqueurs collés sur la peau du sujet vont avoir tendance à se déplacer par rapport aux parties rigides (squelette), et d'autre part parce que l'on atteint les limites des simplifications faites pour le modèle cinématique.

Les discontinuités de la courbe nous donnent une indication temporelle sur d'éventuels "incidents" qui arriveraient au cours du mouvement (notamment des erreurs de labelling décrites plus bas).

L'histogramme des valeurs moyennes et maximums des résidus pour chaque contrainte au cours du mouvement nous renseigne sur les contraintes qui posent problème.

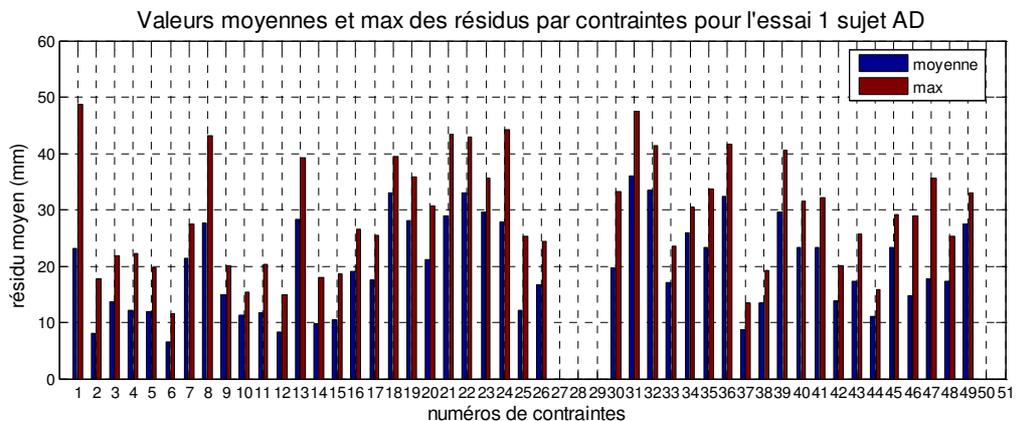


Figure 4-24 : exemple d'histogramme des valeurs moyennes et maximums des résidus pour chaque contrainte

Sur la Figure 4-24 ci-dessus par exemple, on voit que pour le mouvement étudié, les contraintes 27 28 29 (PSIS_ga, PSIS_dt et ILTECH) n'ont pas été renseignées. On peut par exemple remarquer que les contraintes associées aux tronc (4→7) sont relativement bien satisfaites, ou que les contraintes associées au membre supérieur droit (9→15) sont mieux satisfaites que celles appliquées sur le membre supérieur gauche (16 → 22). On peut aussi remarquer que le maximum du résidu de la contrainte sur le vertex (1) est nettement supérieur à sa moyenne, ce qui laisse supposer qu'un incident temporel se produit sur ce point (mouvement du marqueur par rapport au sujet, solution locale de l'algorithme de reconstruction incorrecte pour une partie du mouvement...).

Le même type d'information peut être tracé pour les différents mouvements d'un même sujet. Cela permet d'obtenir un aperçu de la qualité de l'ajustement du modèle cinématique sur un sujet donné : une contrainte sera systématiquement mal satisfaite si les segments qui se trouvent en amont par rapport à celle-ci sont mal dimensionnés, ou si le marqueur associé est mal positionné dans le repère local.

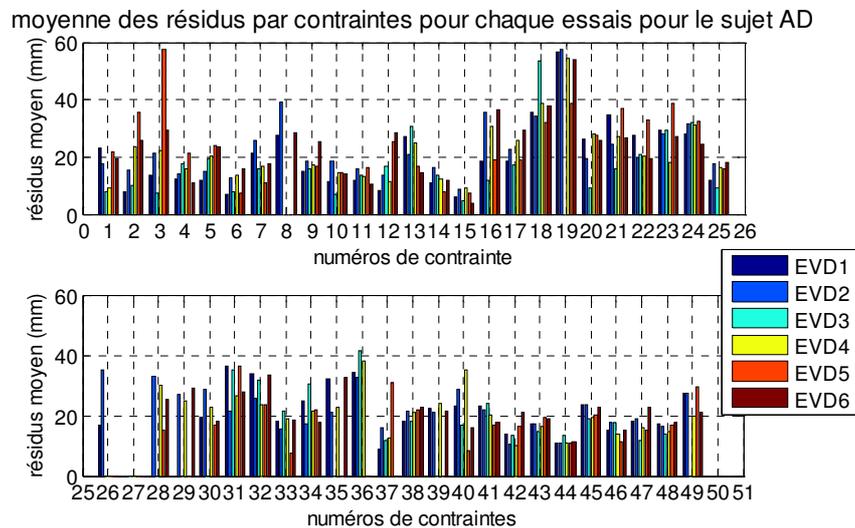


Figure 4-25 : exemple d'histogramme des résidus moyens pour les 6 mouvements d'1 sujet

La Figure 4-25 ci-dessus permet de remarquer que, comme précédemment, les contraintes associées au thorax et au bras gauche sont plutôt bien satisfaites, à l'inverse des contraintes associées au bras droit. De plus, on remarque un problème ponctuel (pour un essai) sur les contraintes reliées aux gonions (contraintes n° 2 et 3). On peut par exemple soupçonner une inversion de ces deux marqueurs lors du labelling.

⇒ *Continuité angulaire*

Comme pour les résidus, un fichier est écrit à la fin de la reconstruction du mouvement comprenant les valeurs de tous les angles articulaires à chaque image. Pour chaque articulation mise en jeu dans la reconstruction du mouvement, les gradients numériques de ces angles sont tracés au cours du temps (2 ou 3 angles selon l'articulation).

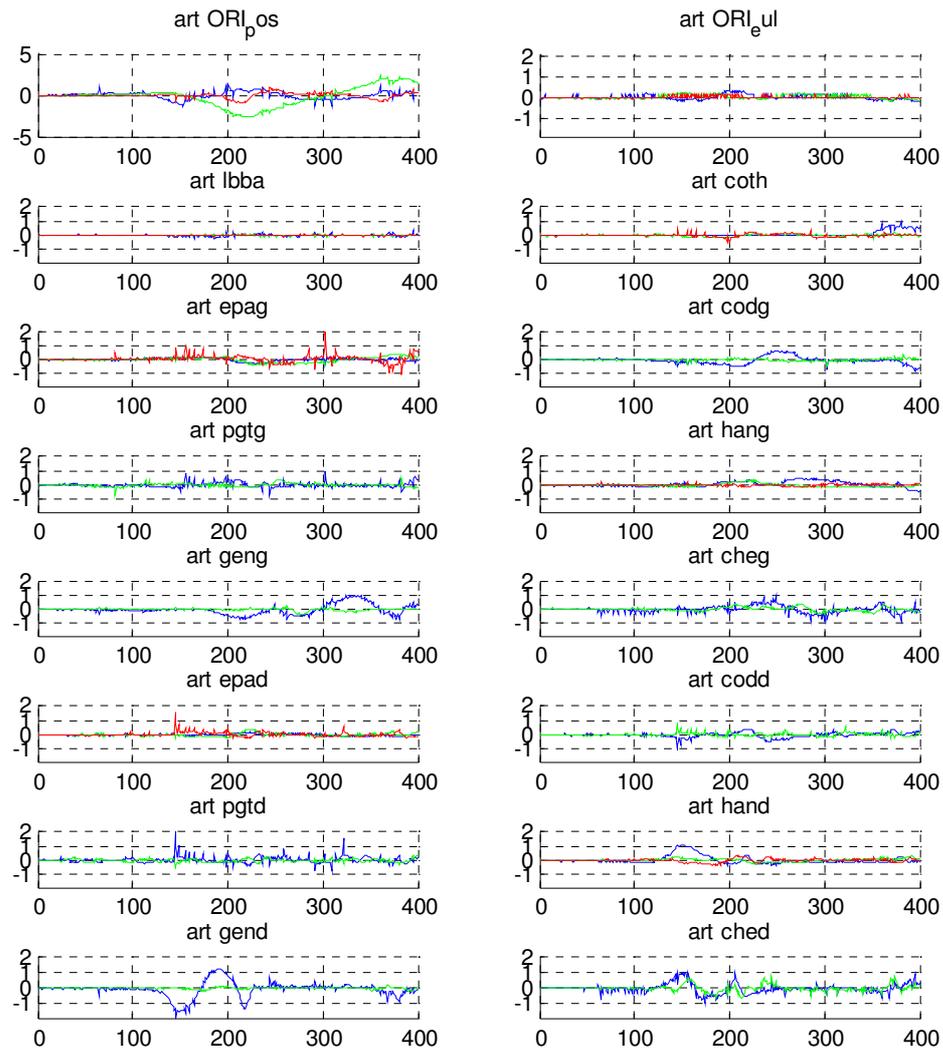


Figure 4-26 : exemple du tracé des gradients des angles articulaires, par articulation et pour chaque ddl, pour le mouvement EVD_AD_1 (un graphe par articulation, une couleur par ddl).

L'intérêt d'un tel graphe est d'avoir immédiatement une image des discontinuités du mouvement reconstruit. On peut remarquer par exemple sur la Figure 4-26 ci-dessus que les articulations proximales, telles que l'articulation lombosacrée (lbba) ou l'orientation du segment racine (ORI_eul), sont relativement stables. En revanche les angles calculés pour le poignet droit (pgtd) ou l'épaule gauche (epag) présentent de nombreuses discontinuités.

La Figure 4-26 illustre aussi le fait qu'une seule dérivation ne permet pas de quantifier clairement les discontinuités. En effet, cette dérivée est composée d'une partie liée au mouvement lui-même et d'une partie représentant les discontinuités. La partie due au mouvement n'est pas forcément négligeable au regard de celle due aux discontinuités. Par exemple, les deux courbes des dérivées des angles de flexion (courbe bleu) du poignet droit (pgnd) et du genou droit (gend) présentent des valeurs maximum similaires, alors que l'une est relativement stable (gend) tandis que l'autre présente de forte discontinuités (pgnd).

Afin de mieux faire ressortir les discontinuités indépendamment du mouvement, une étape de dérivation supplémentaire est effectuée. L'influence du mouvement sur les dérivées secondes est en effet bien moindre. La Figure 4-27 ci-dessous illustre cela.

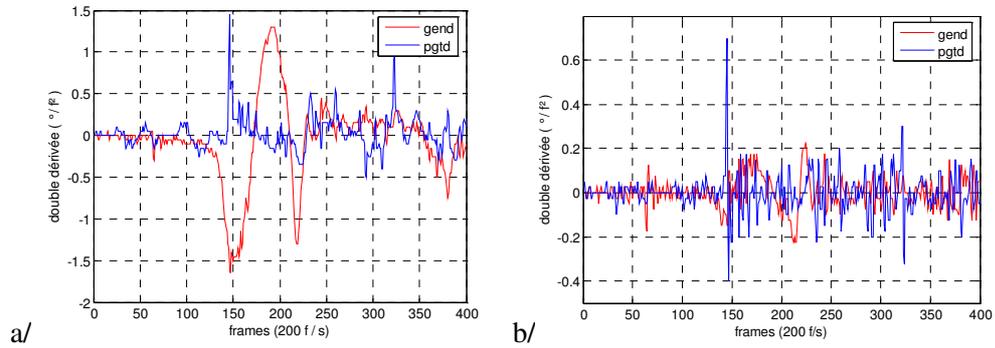


Figure 4-27 : dérivées des angles de flexion du genou et du pied droit pour le mouvement EVD_AD_1. a/ dérivées premières ; b/ dérivées secondes.

De plus afin de simplifier l'analyse, un indice de discontinuité est défini par articulation et pour l'ensemble du mouvement. La double dérivée de chaque ddl est moyennée sur l'ensemble du mouvement, et on ne conserve par articulation que la moyenne du degré de liberté la plus élevée :

$$I_d(art) = \underset{ddl \in art}{MAX} \left(\underset{image}{MEAN} \left| \Delta^2 \theta \right| \right).$$

Une seule valeur numérique représente donc l'évolution temporelle des doubles dérivées de tous les ddl de l'articulation. Cet indice permet de quantifier la stabilité de chaque articulation au cours du mouvement. On peut par exemple remarquer sur la Figure 4-28 ci-dessous ce qui avait été pressenti suite à l'analyse de la Figure 4-26 : les articulations proximales sont plus stables que les articulations distales. De plus une articulation telle que la hanche droite (hand) est reconnue relativement stable alors que la valeur maximum de ses dérivées est relativement élevée.

Une autre manière de ne faire apparaître que les discontinuités à été envisagée : il s'agit de comparer les résultats bruts aux résultats filtrés. Un filtrage correct est censé supprimer les discontinuités. La différence entre résultats bruts et résultats filtrés est bien due aux discontinuités. Les fréquences de coupure de filtres ont été ajustées à l'aide de la méthode des résidus (cf. 0 4.2.1/Méthodes de dérivation page 231). Les variables de mouvement brutes et filtrées ont été dérivées. La différence absolue entre ces deux dérivées a été sommée pour chaque image du mouvement. On définit ainsi un nouvel indice de discontinuité I'_d :

$$I'_d(art) = \underset{ddl \in art}{MAX} \left(\underset{image}{MEAN} \left| \Delta \theta_f - \Delta \theta \right| \right)$$

Cette démarche a été testée à titre d'exemple sur un mouvement. Les résultats (Figure 4-28.b) sont quasiment identiques à ceux obtenus avec le premier indice I_d (Figure 4-28.a).

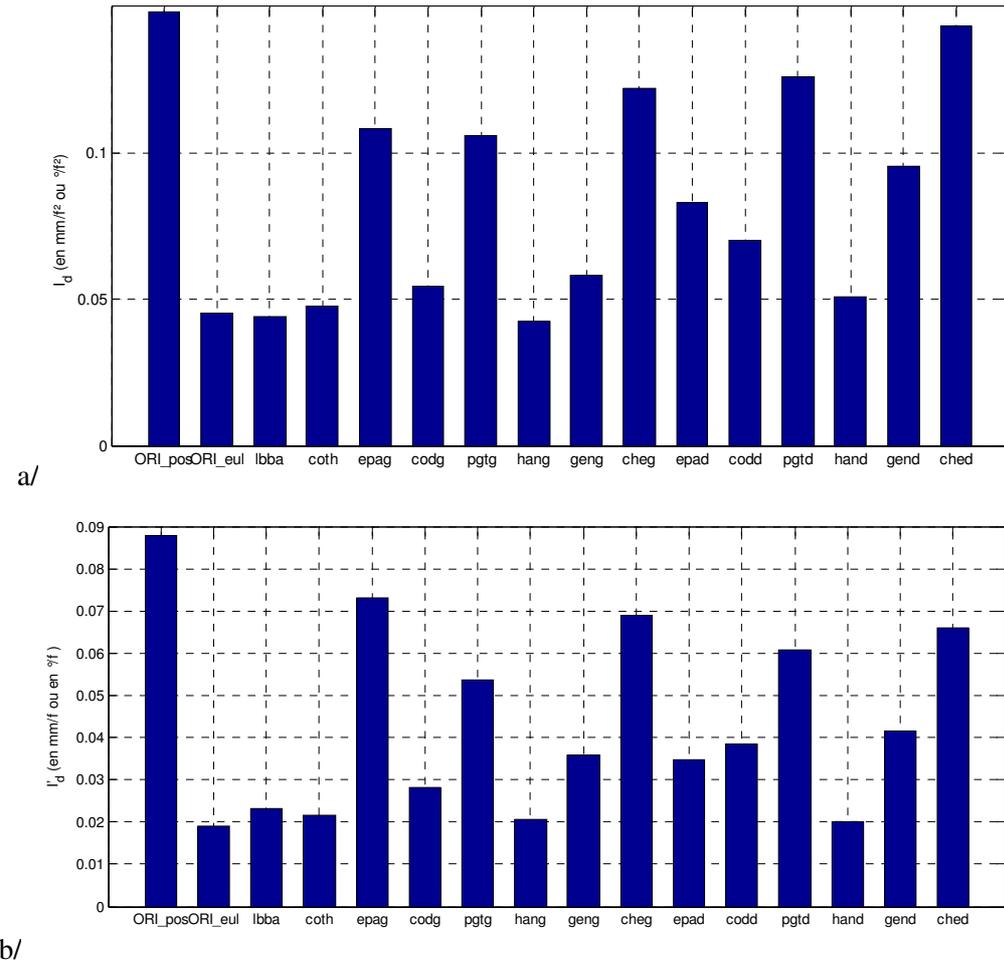


Figure 4-28 : exemples d'histogrammes des indices de continuité pour le mouvement EVD_AD_1. a/ indice classique I_d ; b/ indice "alternatif" I'_d

Aucune des deux méthodes ne peut garantir que l'on s'affranchisse complètement des informations dues au mouvement lui-même. Cependant, la concordance des résultats obtenus avec ces deux méthodes nous permet de supposer que ces résultats sont significatifs. Dans la suite, nous avons travaillé avec le premier indice de discontinuité (I_d).

Remarque : Pour des questions d'unités, l'indice $I_d(\text{ORI_pos})$ relatif à la position du segment racine ne peut être comparé aux indices des autres données angulaires. On peut par contre comparer les valeurs de $I_d(\text{ORI_pos})$ de deux mouvements différents.

⇒ Détection d'erreurs à posteriori

A l'issue de la reconstruction une analyse des résidus et des discontinuités des coordonnées généralisées nous permet d'estimer rapidement la qualité de la reconstruction. L'analyse des données permet de repérer certaines erreurs ou incidents qui entraînent une mauvaise reconstruction du mouvement. Cela peut intervenir lors des différentes étapes du processus de reconstruction. On peut citer par exemple :

- ajustement du mannequin : le mauvais positionnement d'un marqueur dans les repères locaux du mannequin entraîne, pour la contrainte associée, des résidus systématiquement importants pour tous les essais du sujet ainsi qu'une

instabilité des articulations proches de ce marqueur. Par exemple, étant donnée l'importance des résidus des contraintes du coude gauche (contraintes n°18 et 19) observée sur la Figure 4-25 page 131, ainsi que l'instabilité de l'épaule gauche (epag) observée sur Figure 4-28.a page 134, on peut soupçonner que les deux marqueurs du coude gauche ne sont pas bien positionnés.

- labelling : l'inversion de marqueurs géographiquement proches entraînent des résidus importants sur les deux contraintes pour un essai donné. Sur la Figure 4-25 page 131 on peut supposer par exemple que les 2 gonions (contraintes n° 2 et 3) ont été inversés pour l'essai numéro 5.
- algorithme de reconstruction : un changement de minimum local, dû par exemple à l'apparition de marqueurs non pertinents ou à la disparition de marqueurs importants, se repère comme un évènement temporel sur la courbe de moyenne des résidus. On voit aussi des sautes articulaires sur plusieurs articulations au même instant sur le graphe des gradients des angles articulaires au cours du temps. On peut voir un exemple sur la Figure 4-26 page 132, à l'image 150 pour le bras droit (epad, codd, pgttd).

Ce genre d'analyse permet de retravailler certains mouvements lorsqu'on estime qu'ils ne sont pas reconstruits de manière satisfaisante. Cependant, cette approche qualitative ne nous permet pas de déterminer si la reconstruction est satisfaisante ou pas. Pour cela, il faut avoir recours à une analyse quantitative.

5.1.3 Analyse quantitative

En utilisant les variables mises en place précédemment (résidus et indice de discontinuité), nous allons essayer de quantifier la qualité de reconstruction des mouvements. Le but est de pouvoir définir des critères permettant d'accepter ou non un mouvement reconstruit.

⇒ *Résultats sur les mouvements de rattrapage d'équilibre de cette étude*

Les résidus moyens et les indices de discontinuité ont été calculés pour l'ensemble des mouvements de la première série d'essais. Cela représente six configurations expérimentales, testées chacune par dix sujets, soit soixante essais.

La moyenne des résidus pour toutes les contraintes prises en compte, pour toutes les images et tous les essais est de 22mm.

Le Tableau 4-5 ci-dessous indique le résidu moyen par configuration expérimentale. Il apparaît clairement que plus un mouvement est complexe (situations 12 et 16 notamment), plus les résidus sont importants. En effet, la qualité de l'information mesurée est moins bonne pour un mouvement complexe, avec notamment plus de pertes de marqueurs. Cela engendre plus d'erreurs de reconstruction. On constate aussi que plus la posture du sujet est différente de sa position initiale, plus les résidus sont importants, comme cela a été montré lors de l'analyse du graphe de la moyenne des résidus au cours d'un essai (cf. page 130).

Tableau 4-5 : résidu moyen par essais

situation expérimentale	résidu moyen (mm)
11	21.0
12	25.0
13	20.7
14	21.5
15	21.1
16	26.8

Les résultats sur la continuité des mouvements reconstruits sont du même ordre. Cependant il est délicat de comparer les résultats pour l'ensemble des articulations, car les unités ne sont pas les mêmes : [mm/frames²] pour la position du segment racine, et [°/frames²] pour les autres articulations. A titre indicatif, on peut tout de même s'intéresser à la moyenne de l'indice de discontinuité pour les différentes configurations expérimentales. Les résultats du Tableau 4-6 ci-dessous montrent que plus un mouvement mesuré est complexe, plus le mouvement reconstruit sera discontinu. Comme dans le cas des résidus, cela peut être directement relié à la qualité de la mesure.

Tableau 4-6 : indice de discontinuité (I_d) moyen par essais

situation expérimentale	I_d moyen
11	0.11
12	0.31
13	0.08
14	0.16
15	0.08
16	0.32

Afin de comparer les articulations entre elles, la moyenne sur les soixante essais des indices de discontinuité pour chacune des articulations est calculée. Il apparaît clairement sur la Figure 4-29 ci-dessous que plus une articulation est loin dans la chaîne du segment racine, plus elle est instable. C'est une des conséquences de l'approche hiérarchique utilisée dans l'algorithme de reconstruction de mouvement.

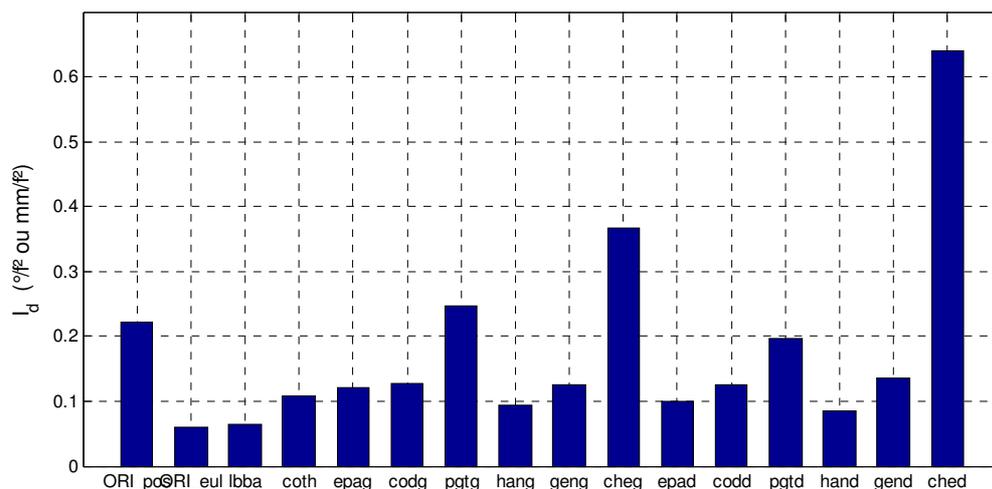


Figure 4-29 : moyenne par articulation sur tous les essais de l'indice de discontinuité

⇒ *Critères de validité des mouvements*

Pour définir de manière claire si les mouvements sont acceptables ou non, il faut fixer des seuils de validité pour les variables quantitatives. Toute la difficulté est de définir les valeurs de ces seuils. Celles-ci sont fonction de l'utilisation que l'on fait des mouvements reconstruits : visualisation, analyse des stratégies cinématiques, entrée de la dynamique inverse pour une analyse des stratégies en dynamique ou pour obtenir une dynamique directe cohérente...

Pour les résidus, il est délicat de donner un sens physique au seuil de validité. Comme cela a été montré précédemment, la variable significative serait l'écart sur les angles articulaires. Celle-ci n'est pas directement quantifiable. Pour l'analyse directe des résultats, un seuil sur les résidus a donc été fixé arbitrairement. Il a été décidé que la reconstruction d'un mouvement pouvait être considérée satisfaisante si le résidu moyen de ce mouvement (moyenne des résidus de toutes les contraintes pour toutes les images du mouvement) était inférieur au diamètre d'un marqueur utilisé pour la mesure de ce mouvement. Dans notre cas, cela correspond à un résidu moyen maximum de 25 mm. Le Tableau 4-5 page 136 indique qu'en moyenne ce critère a été respecté pour l'ensemble des mouvements des 5 premières configurations. Pour la configuration 16, les résidus moyens sont juste au dessus de cette valeur seuil.

Remarque : Nous verrons que l'analyse de sensibilité des résultats nous permet de déterminer un critère de validité des postures reconstruites en relation avec l'utilisation que l'on souhaite de ces postures (entrées du calcul de dynamique inverse).

A l'inverse des difficultés rencontrées avec les résidus, les limites acceptables de discontinuité des mouvements reconstruits peuvent être *directement* reliées aux contraintes imposées par l'utilisation de ces mouvements. Dans le cas de notre étude, les variables cinématiques reconstruites sont utilisées comme entrées du calcul de dynamique inverse. Le seuil critique est donc déterminé en fonction des erreurs tolérables en entrée de la dynamique inverse. Ces dernières ont été calculées pour certains degrés de liberté lors d'une étude de sensibilité présentée au 0. Le Tableau

4-7 ci-dessous indique les valeurs d'erreur maximum sur des doubles dérivées des variables cinématiques qui induisent une erreur sur les couples calculés de 5 Nm.

Ainsi il faudrait s'assurer qu'à aucun instant la valeur de la double dérivée des variables cinématiques ne dépasse les limites indiquées dans le Tableau 4-7. Ce critère est très contraignant. De nombreux mouvements ne comportent qu'une discontinuité remarquable et il est discutable de les exclure pour cela.

On peut par contre vérifier que les mouvements reconstruits respectent en moyenne ce critère imposé par la dynamique inverse, et non pas forcément à chaque instant. Il s'agit alors de vérifier que les résidus moyens par articulation sont inférieurs aux valeurs indiquées dans le Tableau 4-7. La comparaison de ces valeurs avec la Figure 4-29 ci-dessus permet de voir que ce critère est respecté pour les articulations testées.

Tableau 4-7 : erreurs maximum des doubles dérivées des variables cinématiques pour limiter l'erreur en couple à 5 N.m. Les unités sont en [°/frames²], sauf pour ORI_pos ([mm/frames²])

Articulation	Axe	Erreur max
ORI_pos	X	0.3
	Y	0.4
ORI_eul	Y	0.1
	X	0.3
lbba	Y	0.2
	X	0.3
hand	Y	0.2
geng	Y	1.1

5.2 Origine des erreurs constatées

Comme nous l'avons montré au paragraphe précédent, les résultats de la cinématique inverse sont entachés d'erreur, même à l'issue des différents traitements effectués a posteriori. La question que l'on se pose dans ce paragraphe est de déterminer quelles sont les causes de ces erreurs. Une fois que nous les aurons identifiées, nous verrons au paragraphe suivant si ces causes ont une influence importante ou non sur les résultats (cf. 5.3/Sensibilité des résultats aux perturbations page 142).

Pour lister les causes de problème nous nous sommes basés sur les grandes étapes de la méthodes de reconstruction de mouvement rappelées dans la Figure 4-30 ci-dessous : mesure de la position des marqueurs dans le repère global, définition d'un modèle cinématique, ajustement du modèle, détermination de la position des marqueurs dans les repères locaux et optimisation pour déterminer les angles articulaires.

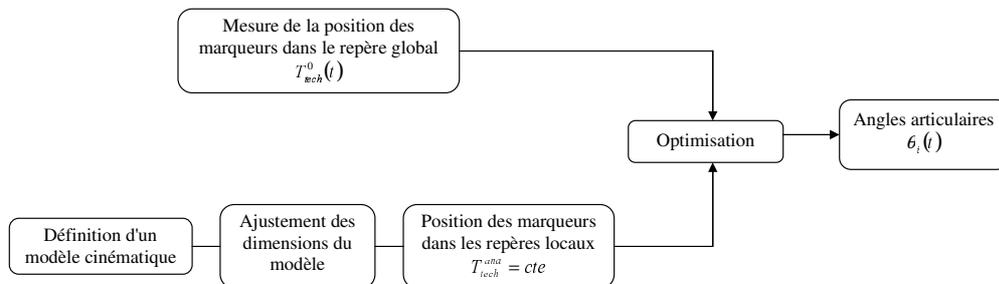


Figure 4-30 : étapes de la reconstruction du mouvement mises en œuvre

5.2.1 Précision de mesure

Le premier problème est celui de la précision de la mesure de position des marqueurs dans le repère global. Cela provient d'une part de la précision du système optoélectronique, et d'autre part de son utilisation. Sur ce point on pourra se référer à la revue de Chiari et al. [CHI 05].

Dans un cas de mesure idéale, il est classique d'estimer la précision du système de mesure en évaluant les différences de distance entre 2 marqueurs fixés sur un support rigide en mouvement. Dans notre cas, on mesure la distance entre les marqueurs collés sur les plateformes d'efforts. La différence de distance observée au cours d'un mouvement est de l'ordre de 0.1 mm. Ce résultat est cohérent avec les valeurs classiques données dans la littérature, ce qui montre que le système a été correctement utilisé.

Cependant, cette valeur n'est pas représentative des problèmes que l'on rencontre lors de la mesure de position de certains marqueurs au cours du mouvement. En effet les marqueurs fixés sur les plateformes sont visibles quasiment tout au long du mouvement, et ont un mouvement simple (translation unidirectionnelle).

Une autre estimation intéressante est donc la distance maximale parcourue entre 2 images par un marqueur : on obtient sur certain mouvement des "sauts" de l'ordre de 20 mm. Une vérification visuelle est faite pour s'assurer qu'il s'agit bien de "saut" de marqueurs et non de l'évolution temporelle normale due au mouvement du marqueur. Ces sauts sont clairement identifiés comme tels sur la courbe, comme sur la Figure 4-30 ci-dessus.

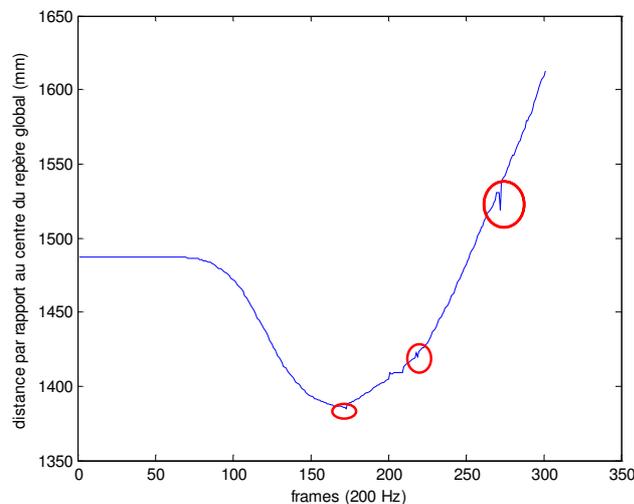


Figure 4-31 : distance entre le marqueur PGNINT_DT et l'origine du repère global. Les "sauts" de marqueurs sont repérés.

Ces sauts peuvent apparaître :

- lors des changements dans le jeu de caméras "voyant" le marqueur, et donc servant à recalculer la position du marqueur dans l'espace : le marqueur apparaissant ou disparaissant du champ de vision d'une caméra, le nombre de lignes de vue prises en compte pour la triangulation est modifié. Le point de l'espace minimisant la distance entre ces lignes de vue va donc lui aussi être modifié.
- lorsque deux marqueurs passent à proximité l'un de l'autre. Le système optoélectronique peut alors confondre les deux trajectoires sur un nombre d'images plus ou moins grand.

5.2.2 Modèle cinématique

Différents types d'erreurs sont inhérents à l'utilisation d'un modèle cinématique. Elles sont dues essentiellement aux simplifications engendrées par le modèle ou à l'adaptation du modèle à l'anthropométrie des sujets.

⇒ *Limites du modèle*

L'introduction d'un modèle cinématique réduit forcément les degrés de liberté existant dans le corps humain. De fait, le modèle ne peut pas en reproduire tous les mouvements. La solution donnée par l'algorithme de reconstruction de mouvement est cohérente avec le modèle cinématique, mais pas forcément avec le système réel.

Ces limites du modèle cinématique sont notamment mises en évidence lors de l'analyse des résidus : la moyenne des résidus augmente lorsque la posture s'éloigne de la posture de référence.

⇒ *Ajustement du modèle*

Une autre source d'erreur est liée à la nécessité de personnaliser le modèle pour chacun des sujets étudiés, et notamment de le dimensionner en fonction de leur anthropométrie. Ce dimensionnement, manuel, est imparfait. L'étude de sensibilité a montré qu'une modification de la dimension des différents segments a une influence importante sur les angles articulaires.

L'ordre de grandeur des erreurs faites sur les dimensions du modèle est difficile à évaluer du fait de l'absence de références. En effet, les dimensions ajustées sur le modèle sont des distances interarticulaires. Cette information n'est pas accessible par une mesure externe classique. Cependant, il peut être intéressant de comparer le résultat du dimensionnement du même modèle à partir des mêmes images par différents utilisateurs. On constate alors des différences pouvant aller jusqu'à 20 mm sur certains segments !

5.2.3 Position des marqueurs dans les repères locaux

On peut distinguer principalement deux causes d'erreurs sur la position des marqueurs dans les repères locaux : l'estimation initiale de leur position, et l'hypothèse que cette position est constante au cours du mouvement.

⇒ *Hypothèses marqueurs fixes*

L'hypothèse de base de la cinématique inverse est que les marqueurs dont on mesure la position sont fixes par rapport aux segments auxquels ils sont rattachés. Cette hypothèse n'est pas vérifiée expérimentalement, puisque l'on sait qu'il y a un mouvement relatif de la peau par rapport aux parties rigides des segments ([CHEZ 95], [LEA 05], etc.). La surabondance des données d'entrée nous permet de limiter les conséquences de ce mouvement relatif sur les postures reconstruites, mais cela n'est pas suffisant pour supprimer complètement les erreurs.

Un bon exemple est celui du marqueur fixé sur la tubérosité tibiale antérieure droite (TTA_dt). Dans un premier temps, l'ajustement du modèle cinématique et le positionnement des marqueurs dans les repères locaux ont été effectués sur des photos où le sujet est dans une position dite pharaon (cf. Figure 4-12 page 115). Cette position est intéressante pour repérer les centres articulaires. Cependant, le genou droit est dans une position assez éloignée de la posture debout classique, qui entraîne

un déplacement relatif assez important de la peau par rapport au squelette. Les marqueurs situés autour du genou, et tout particulièrement le marqueur situé sur la tubérosité tibiale antérieure droite, sont alors mal positionnés par rapport aux repères locaux du mannequin. La posture debout reconstruite est donc incorrecte au niveau du genou droit, comme on peut le voir sur la Figure 4-32 ci-dessous. Cette erreur étant systématique et importante (jusqu'à 15°!), elle a pu être repérée et corrigée. Cela illustre cependant bien que le mouvement des marqueurs par rapport au squelette puisse être une importante cause d'erreur.



Figure 4-32 : Erreur de reconstruction pour la jambe droite due à un mauvais positionnement du marqueur TTA_dt.

⇒ *Positionnement*

L'estimation de la position des marqueurs dans les repères locaux des segments est une étape délicate. Les erreurs résultent non seulement d'une mauvaise estimation de la position des marqueurs sur les prises de vue calibrées, mais aussi d'un mauvais dimensionnement du mannequin, et/ou d'une mauvaise reproduction de la posture. Cela explique que de grosses différences peuvent être observées d'un opérateur à l'autre à partir des mêmes données. Ainsi pour les points les plus difficiles à placer (mal vus sur les prises de vues calibrées) cette différence peut atteindre 30 mm! Cependant, ces erreurs de positionnement, du moins les plus importantes, peuvent être repérées et en partie corrigées grâce à l'analyse des résidus présentée plus haut. On peut donc estimer l'erreur maximum sur la position des marqueurs à 20 mm.

5.2.4 Algorithme d'optimisation

Enfin, la dernière étape de la reconstruction du mouvement est la détermination des angles articulaires à chaque posture à partir des informations de position des marqueurs. Cette étape en elle-même n'introduit pas d'erreurs, mais elle peut amplifier les erreurs en entrée. Une petite erreur sur les données d'entrée peut engendrer un changement de minimum local pour la solution trouvée par l'algorithme. La posture reconstruite peut être ainsi complètement différente de celle escomptée. Ce passage d'un minimum local à un autre n'est pas toujours relié à un évènement perturbateur (apparition ou disparition d'un marqueur par exemple). Il est donc difficile d'y remédier et de corriger ce problème a posteriori.

Un autre problème est qu'à l'heure actuelle il n'y a pas de continuité dans le calcul des postures : à chaque image la posture optimale est calculée à partir d'une position

initiale unique, et est donc totalement indépendante de la posture précédente. C'est un facteur de discontinuité angulaire important.

5.3 Sensibilité des résultats aux perturbations

Au paragraphe précédent nous avons dégagé un certain nombre de causes d'erreurs possibles sur les mouvements reconstruits. Dans ce paragraphe, nous allons chercher à estimer la sensibilité de la méthode de reconstruction mise en place. Cela permet :

- de tester la robustesse de la méthode;
- d'évaluer les erreurs faites sur les mouvements reconstruits à partir de l'estimation des erreurs expérimentales;
- de mettre en évidence les sources d'erreur les plus critiques;
- de définir des critères de validité des postures reconstruites cohérents avec l'utilisation que l'on souhaite faire de ces postures.

Pour alléger ce document, l'analyse de sensibilité a été placée en annexe (cf. annexe 8/ Analyse de sensibilité de la méthode de reconstruction de mouvements page 316). Seule les grandes lignes de la méthode et les principaux résultats sont indiqués dans le texte.

5.3.1 Méthode

⇒ *Perturbations d'entrée*

Cette étude n'a été menée dans son intégralité que sur un seul mouvement, arbitrairement choisi. Afin de voir si il est possible d'extrapoler à d'autres mouvements les résultats obtenus, certaines perturbations d'entrée ont été appliquées sur deux autres mouvements, effectués par d'autres sujets dans d'autres conditions expérimentales.

Différents types de variations, concernant différents paramètres, ont été analysées. Partant de l'analyse faite au paragraphe précédent (cf. 5.2/Origine des erreurs constatées page 138), nous avons choisi d'analyser trois paramètres, correspondant à trois types d'erreurs commises au cours de la reconstruction du mouvement : 1/ les dimensions du modèle; 2/ la position des marqueurs dans les repères locaux du mannequin; 3/ la position mesurée des marqueurs dans le repère global.

Pour déterminer l'ordre de grandeur de la perturbation à appliquer pour chaque paramètre, nous nous sommes basés sur les cas extrêmes constatés dans le paragraphe précédent.

Le choix des différents marqueurs ou segments sur lesquels nous avons appliqué ces perturbations a été fait de manière à obtenir différents types de réponse : répartition segments proximaux/segments distaux, marqueurs unique/surabondant....

⇒ *Variables de sortie*

Conformément à Haftka et Gürdal [HAF 92] la sensibilité de la réponse r au paramètre p est définie par :

$$K_r(p) = \frac{\partial r}{\partial p} = \frac{r_m - r_{ref}}{p_m - p_{ref}}$$

Deux types de variable de sortie ont été utilisés pour caractériser les mouvements reconstruits : une information de position et une sur la continuité du mouvement (voir l'annexe page 316 pour plus de détails)

- sensibilité articulaire :

$$K_{\theta_{moyen}}(art, e) = \frac{MOYENNE_{ddl \in art} \left(\left| MOYENNE_{image}(\theta_m - \theta_{ref}) \right| \right)}{\Delta e}$$

- sensibilité des discontinuités articulaires :

$$K_{Id}(art, e) = \frac{MAX_{ddl \in art} \left(MOYENNE_{image}(|\Delta^2 \theta_m|) \right) - MAX_{ddl \in art} \left(MOYENNE_{image}(|\Delta^2 \theta_{ref}|) \right)}{\Delta e}$$

avec : art l'articulation considérée;

$\Delta^2 \theta$ le double gradient numérique de θ ;

e le type de perturbation d'entrée;

Δe la valeur de la perturbation d'entrée.

5.3.2 Résultats

⇒ Différences entre mouvements

Les paramètres de sensibilité angulaire calculés pour différents mouvements sont comparables. Les ordres de grandeur et les tendances sont respectés.

La corrélation entre les sensibilités angulaires calculées pour le mouvement de référence ou pour les 2 autres mouvements est indiquée dans le Tableau 4-8 ci-dessous. Les valeurs élevées de ces coefficients indiquent qu'il y a une relation quasi-linéaire entre les résultats obtenus pour deux mouvements différents. De plus, les valeurs des pentes des droites de régression sont proches de un, ce qui signifie que le mouvement étudié n'a quasiment pas d'influence sur les résultats. Les conclusions de l'analyse de sensibilité concernant les angles articulaires peuvent donc être étendus aux autres mouvements de rattrapage d'équilibre de cette étude.

Tableau 4-8 : carré des coefficients de corrélation (r^2) pour les sensibilités angulaires. Les pentes des droites de régression sont indiquées entre parenthèses.

	SN11 – AD12	SN11 - JB16	moyenne
dimension bras	0.93 (1.17)	0.94 (1.34)	0.93 (1.25)
dimension cuisse	0.81 (1.07)	0.84 (1.18)	0.82 (1.12)
position sstern	0.57 (1.31)	0.48 (0.73)	0.52 (1.02)
moyenne	0.77 (1.18)	0.75 (1.08)	

En revanche, concernant les discontinuités angulaires, les sensibilités calculées diffèrent totalement d'un mouvement à l'autre. Aucune corrélation n'apparaît entre les résultats obtenus pour différents mouvements.

⇒ *Indépendance par rapport au niveau de perturbation*

La sensibilité angulaire apparaît indépendante du niveau de la perturbation d'entrée. Les résultats de sensibilité obtenus pour 2 niveaux de perturbation sont fortement corrélés (cf. Tableau 4-9 ci-dessous).

On peut en conclure que les valeurs de sensibilités angulaires calculées sont correctes pour une gamme de niveaux de perturbation qui recouvre l'ensemble des erreurs raisonnablement envisageables. Ainsi, il est possible de quantifier l'erreur sur les angles reconstruits directement à partir d'une estimation des erreurs commises en entrée.

Tableau 4-9 : carrés des coefficients de corrélation (r^2) et pentes des droites de régression (Δ) pour les sensibilités angulaires entre différents niveaux de perturbation et pour 3 types de perturbations différentes

perturbation	r^2	Δ
dimension cuisse	0.98	1.05
position genint_dt	0.98	0.83
décalage sstern	0.93	0.80

En revanche, les résultats sur les discontinuités angulaires ne sont absolument pas constants. La fonction reliant les erreurs de sortie aux erreurs d'entrée ne peut pas être considérée comme linéaire dans le domaine étudié. Il n'est donc pas possible d'extrapoler les résultats obtenus et d'évaluer les risques de discontinuités angulaires à partir d'une estimation des erreurs en entrée de l'algorithme.

⇒ *Sensibilité angulaire* :

Les principaux résultats sont :

- La sensibilité des articulations augmente avec leur éloignement dans la chaîne cinématique.
- Les perturbations ont une influence sur les articulations voisines et l'ensemble des articulations distales.
- Il y a une dispersion des erreurs sur l'ensemble du système, conséquence directe du fait que chaque posture est calculée de manière globale. Cependant, au niveau angulaire, l'amplitude de ce phénomène de dispersion est limitée et l'influence d'une perturbation sur les articulations voisines et distales reste prépondérante.
- Les dimensions du modèle apparaissent comme étant la plus grosse source d'erreur potentielle. Cela s'explique car c'est le paramètre qui perturbe le plus de contraintes.
- Modifier la position d'un marqueur a sensiblement la même influence, que ce soit une erreur de mesure ou une erreur de positionnement dans le repère local.
- Pour un chaînon donné, les sensibilités sont équivalentes quel que soit le marqueur perturbé.
- Un décalage permanent de la position mesurée ou un saut de trajectoire ont des conséquences similaires.

Enfin, d'une manière générale, il est important de constater que les sensibilités angulaires sont relativement faibles : les sensibilités angulaires les plus importantes ne sont que de l'ordre de 1° par centimètre ! Cette stabilité des résultats par rapport aux erreurs sur les données d'entrée était l'un des objectifs de cette méthode de reconstruction de mouvement.

⇒ *Sensibilité de la continuité angulaire :*

Les résultats des sensibilités des discontinuités angulaires sont très difficilement exploitables. On a montré précédemment qu'ils dépendent très fortement du mouvement étudié et du niveau de perturbation appliqué. Malgré ces difficultés, un certain nombre de remarques d'ensemble peuvent être faites :

- Hormis dans le cas de l'introduction de bruit sur les données, les sensibilités sur la continuité angulaire sont faibles.
- La dispersion des erreurs est très grande, ce qui rend les résultats difficilement exploitables. Malgré cette dispersion, on peut tout de même remarquer que la sensibilité est plus importante pour les articulations proches ou distales par rapport à la perturbation.
- La continuité angulaire est évidemment très sensible à l'ajout d'une erreur de type bruit Gaussien sur la position mesurée des marqueurs. Cela justifie l'étape de prétraitement effectuée sur les trajectoires mesurées des marqueurs (cf. Chapitre 2 4.2.5 page 54).
- Certaines articulations sont plus sensibles que d'autres. C'est notamment le cas des genoux et des chevilles, et d'une manière générale, du côté gauche par rapport au côté droit. Une cause possible serait les difficultés dans l'ajustement du modèle.

5.3.3 Retour sur la validité des résultats angulaires

⇒ *La validité des résultats définie en fonction de leur utilisation*

Lors de l'analyse directe des résultats, des critères de validité des mouvements reconstruits ont été proposés. Cependant, la qualité des postures ne pouvait pas être caractérisée à partir des coordonnées généralisées. Les résidus des contraintes de l'algorithme de reconstruction ont donc été utilisés. Cependant il est délicat de relier physiquement ces résidus à l'utilisation que l'on souhaite faire de la cinématique reconstruite.

En revanche, comme les valeurs de sensibilité angulaire sont indépendantes du niveau de perturbation, il est possible d'évaluer les erreurs faites sur les angles articulaires à partir des coefficients de sensibilité angulaires et de l'estimation des erreurs commises. Comme cela a été fait pour les discontinuités angulaires, la comparaison de ces erreurs estimées avec les valeurs admissibles pour la dynamique inverse permet de valider les reconstructions de mouvement du point de vue des valeurs d'angles articulaires.

⇒ *Méthode*

D'après le paragraphe 5.2/ Origine des erreurs constatées page 138, l'erreur d'entrée est de 20 mm pour les dimensions du modèle et de 30 mm pour la position des marqueurs. En multipliant les sensibilités angulaires par ces erreurs d'entrée on obtient une estimation des erreurs faites sur les angles articulaires.

Les valeurs admissibles sont obtenues par l'analyse de sensibilité des résultats de la dynamique inverse (cf. Annexe 10/ Analyse de sensibilité du calcul des forces et moments articulaires page 333). Elles représentent les valeurs d'erreur maximum sur les coordonnées généralisées qui induisent une erreur sur les couples calculés de 5 Nm.

Pour chacune des articulations, les perturbations d'entrée sont considérées indépendamment. La comparaison par articulation de l'erreur admissible avec l'erreur maximum estimée permet d'apprécier la validité des reconstructions.

⇒ *Résultats*

Le Tableau 4-10 ci-dessous indique les erreurs admissibles et les erreurs maximales estimées pour les articulations testées. On peut constater que les erreurs estimées sont inférieures aux erreurs admissibles. On montre ainsi que les coordonnées généralisées calculées sont donc utilisables en entrée des calculs de dynamique inverse.

Tableau 4-10 : comparaison des erreurs maximum admissibles sur les coordonnées généralisées pour limiter l'erreur en couple à 5 N.m aux erreurs maximum estimées.

Articulation	Axe	erreur	erreur
		admissible	max estimée
ORI_pos	X	10.6	2.6
	Y	11.2	2.6
ORI_eul	Y	0.7	0.5
lba	X	3.1	0.2
	Y	3.1	0.2
hand	Y	1.5	1.1
geng	Y	11.1	0.4

6/ Bilan sur la méthode de reconstruction utilisée

Ce chapitre est consacré à la méthode utilisée pour reconstruire les mouvements de rattrapage d'équilibre effectués par les sujets.

Les difficultés de mesures et la complexité des mouvements nous ont amené à mettre en place une méthode originale. Ses principales particularités sont l'utilisation d'un modèle cinématique du corps humain déterminé a priori, et l'approche semi-globale de la recherche de solution.

Les résultats ainsi obtenus ont ensuite été évalués, ce qui a permis de faire ressortir un certain nombre de caractéristiques de cette méthode de reconstruction de mouvement. La synthèse de ces caractéristiques est présentée dans cette dernière partie.

6.1 Robustesse

L'analyse de sensibilité a fait ressortir la diffusion des erreurs sur l'ensemble du système étudié. Ce phénomène est d'autant plus marqué pour les discontinuités angulaires. C'est l'un des inconvénients d'une approche globale ou semi-globale. Cela signifie qu'il faut limiter les erreurs de mesure sur l'ensemble du système étudié, même si l'on ne s'intéresse qu'à une partie de celui-ci. Cependant, il apparaît sur les sensibilités angulaires que les erreurs se diffusent principalement vers les segments situés en aval de la perturbation. Ainsi, l'approche hiérarchique permet de "canaliser" la diffusion des erreurs.

L'analyse directe des résultats a fait ressortir que la continuité des mouvements reconstruits est meilleure pour les articulations proximales que pour les articulations distales. De même, l'analyse de sensibilité souligne que les angles articulaires des articulations proximales sont moins sensibles aux perturbations. Cette conséquence de la hiérarchisation de la recherche de solution est intéressante pour cette étude. En effet les cinématiques reconstruites vont être utilisées comme entrée des calculs de dynamique inverse. Il est donc important de stabiliser les segments dont les caractéristiques inertielles (masse et inerties) sont les plus importantes, qui sont, dans le cas du corps humain, les segments proximaux.

Enfin, l'un des principaux objectifs de cette méthode était d'être suffisamment robuste pour faire face aux difficultés de mesure rencontrées dans cette étude. Au niveau angulaire, les faibles valeurs de sensibilité sont la preuve que cet objectif a été atteint. Plus particulièrement, il a été montré que l'introduction de "trou" dans la trajectoire des marqueurs ne perturbait pas outre mesure la reconstruction du mouvement. De même, les sensibilités sur les discontinuités angulaires sont relativement faibles par rapport aux valeurs moyennes de discontinuités (I_d) calculées pour nos mouvements. Ces résultats sur les discontinuités sont toutefois à prendre avec précaution.

6.2 Dimensionnement

L'analyse des résultats fait apparaître que le dimensionnement du mannequin est un point critique de la méthode de reconstruction.

En effet, l'analyse de sensibilité fait ressortir que les dimensions du modèle sont les facteurs les plus influents sur les résultats de la reconstruction. Il apparaît aussi que les erreurs commises lors de l'étape de dimensionnement sont importantes, et qu'elles engendrent de plus des erreurs de positionnement des marqueurs dans les repères locaux. La qualité du dimensionnement est donc déterminante sur les résultats.

Or cette étape est actuellement entièrement manuelle. La précision des résultats dépend donc du niveau d'expertise de l'opérateur qui doit positionner approximativement les centres articulaires du mannequin à partir de prises de vue du sujet. Cela pose aussi des problèmes de temps de traitement des résultats : environ une heure est nécessaire à un opérateur expérimenté pour dimensionner le mannequin, le mettre en position et déterminer la position des marqueurs dans les repères locaux. Si le nombre de sujet est important cela peut devenir un véritable problème.

La mise en œuvre expérimentale est aussi primordiale. Il est essentiel que la position initiale ne soit pas être trop éloignée des positions prises par le sujet au cours du mouvement (cf. Hypothèses marqueurs fixes page 140).

Il serait donc important d'automatiser cette partie de la méthode de reconstruction afin de la rendre plus formelle, précise et reproductible. Une première approche serait d'avoir recours à la méthode de dimensionnement automatique : si les marqueurs sont judicieusement placés, il est possible d'établir un lien direct entre leur position et celle des points caractérisants les dimensions du modèle (notamment les centres articulaires). Les dimensions peuvent être déduites de la mesure de position de ces marqueurs. Un autre axe d'étude à développer est l'adaptation par optimisation du modèle cinématique et ses dimensions à partir uniquement de la mesure des trajectoires des marqueurs. Cela a été très récemment effectué avec succès par Reinbolt et al. pour le membre inférieur sur un cycle de marche [REI 05]. L'adaptation de cette technique pour un modèle complet du corps humain et sur des mouvements complexes ne sera cependant pas évidente.

6.3 Possibilité d'exploitation des mouvements reconstruits

Deux types de variables ont été utilisés pour qualifier la qualité de reconstruction des mouvements : l'une porte sur les coordonnées généralisées, l'autre sur la continuité de ces coordonnées généralisées. Pour ces 2 types de variables, la validité des mouvements reconstruits a été estimée en comparant les erreurs de reconstruction aux erreurs admissibles en entrée du calcul de dynamique inverse. Les erreurs de reconstruction ont été mesurées pour la continuité angulaire (cf. Critères de validité des mouvements page 137) et estimées pour les coordonnées généralisées (cf. 5.3.3/Retour sur la validité des résultats angulaires page 145).

Cela met en évidence que la qualité de reconstruction limitera probablement la qualité des résultats du calcul des couples et efforts intersegmentaires (cf. Chapitre 6 Calcul des efforts intersegmentaires). Cependant, nous avons pu vérifier que la qualité moyenne des mouvements reconstruits est suffisante pour pouvoir les utiliser comme entrée du calcul de dynamique inverse.

La méthode de reconstruction du mouvement permet donc de surmonter les difficultés expérimentales liées à cette étude.

Chapitre 5 -

Analyse cinématique du rattrapage d'équilibre

1/ Introduction	150
2/ Méthode de simplification du problème	151
2.1 Approche envisagée : la simplification du problème	151
2.2 Le modèle cinématique simplifié	152
2.3 Regroupement des mouvements en stratégies	158
2.4 Segmentation	169
3/ Résultats et discussion	175
3.1 Les phases du rattrapage d'équilibre	175
3.2 Influence des paramètres	181
3.3 Vers un modèle prédictif	187
4/ Conclusion	193

1/ Introduction

Nous avons vu au chapitre précédent qu'une méthode de reconstruction du mouvement a permis de reproduire les mouvements des sujets sur un mannequin numérique. Ainsi, la cinématique du rattrapage est caractérisée de manière quantitative par l'évolution temporelle des 40 degrés de libertés (ddl) du modèle cinématique retenu.

L'analyse des mouvements de rattrapage d'équilibre a 2 objectifs principaux :

- la compréhension de l'influence des paramètres expérimentaux sur le rattrapage d'équilibre;
- la prédiction de la cinématique du rattrapage en fonction des conditions initiales de la perturbation.

En effet, la connaissance de la cinématique permet d'évaluer le risque de collisions secondaires entre le sujet et son environnement ainsi que les conditions de cet éventuel choc (vitesse d'impact). Ces données peuvent ensuite être utilisées pour estimer les risques de lésions dues à ce choc secondaire, à l'aide de techniques telles que la modélisation par éléments finis ou des tests sur mannequins physiques. Ainsi, en connaissant les conditions initiales de la perturbation (niveau de perturbation, position des sujets, etc.), il serait possible d'estimer le risque de lésions pour les passagers.

Cependant, du fait de l'aspect exploratoire de cette étude, on ne se trouve pas dans un problème de pure prédiction de mouvement. A cette étape, il n'est pas possible de se passer de la compréhension des phénomènes. C'est un élément déterminant de l'approche envisagée.

Ainsi, suite à cette introduction, nous présenterons les traitements effectués sur les données issues de la reconstruction des mouvements pour les rendre exploitables. Nous verrons que la simplification du problème est une étape indispensable.

Les résultats seront présentés dans la troisième partie. Grâce aux simplifications effectuées, nous montrerons que le mouvement de rattrapage d'équilibre est constitué d'une succession de phases, et nous décrirons ensuite l'influence des paramètres sur la cinématique du rattrapage. Ces simplifications permettent en outre de quantifier l'influence des différents paramètres sur le rattrapage. Ainsi, tous les éléments pour renseigner un modèle cinématique prédictif sont rassemblés. A la fin de ce chapitre, nous verrons, à titre d'exemple, que la cinématique du rattrapage suite à une perturbation Intermédiaire peut être interpolée de manière satisfaisante à partir des données recueillies à faible et FORTE perturbation. Plus de données expérimentales sont nécessaires pour étendre ce résultat à d'autres situations.

2/ Méthode de simplification du problème

2.1 Approche envisagée : la simplification du problème

De nombreux travaux sont menés à l'heure actuelle sur la modélisation et la prédiction de mouvements. Cependant, l'approche envisagée dans cette étude diffère de ce qui se fait de manière classique.

En effet, dans la plupart des cas, l'objectif est de prédire un mouvement de la manière la plus proche possible de ce qu'aurait réalisé un sujet. Deux types d'approches sont principalement utilisés [RAS 98], [WAN 03] :

- base de données ([WAN 02], [PARw 02], [MONi 03], [MONi 04], etc.) : un mouvement est prédit par modification d'un mouvement existant dans une base de donnée de mouvements réels. Il est indispensable pour cela d'avoir une base de données de mouvements importantes, car la prédiction n'est valable que si les mouvements sont proches.
- règles de commande ([LEP 93], [WAN 98], [LEM 06], [KIMh 06], etc.) : le mouvement est piloté à partir de règles de commandes heuristiques établies à partir de mouvements réels. Cette commande devient vite complexe, notamment lorsque l'on cherche à représenter les interactions entre différentes parties du corps. Cette technique est donc bien adaptée à des mouvements peu complexes tels que des gestes d'atteinte.

Ces différentes approches présentent des résultats remarquables. Cependant elles ne sont pas forcément adaptées à notre étude.

Tout d'abord, elles permettent effectivement de représenter des mouvements de manière très réaliste, mais il faut pour cela que ces mouvements soient bien définis : si la variabilité interindividuelle est importante, il n'est pas forcément pertinent de chercher à prédire un mouvement de manière très précise. Ces méthodes sont donc généralement appliquées à des mouvements fortement contraints (bouclage de ceinture, pointage,...), ce qui n'est pas du tout le cas des mouvements de rattrapage d'équilibre.

De plus, la complexité de ces approches se justifie par une recherche de réalisme dans les mouvements prédits. Cependant, cette étude est encore au stade exploratoire. Les objectifs fixés dans un premier temps ne nécessitent pas une grande précision. Pour l'évaluation du risque de blessures dues aux chocs secondaires, en l'absence totale de données exploitables sur la cinématique des passagers suite à des incidents légers, une représentation correcte du mouvement du tronc et de la tête est déjà satisfaisante. En outre, la complexité de la représentation rend plus délicate la compréhension des phénomènes qui régissent le rattrapage d'équilibre.

L'approche envisagée dans cette étude est donc orientée vers la simplicité et la compréhension des phénomènes, au détriment du réalisme des mouvements reproduits.

La principale difficulté est alors de représenter les mouvements des sujets de manière simple mais significative. En effet, à partir des données issues de la reconstruction, chaque mouvement est décrit par un grand nombre de paramètres. Par exemple, chaque situation expérimentale est testée avec 10 sujets, ce qui représente 10 mouvements différents. Chaque mouvement est décrit par la valeur des 40 degrés de liberté du modèle pour chaque image du mouvement (en moyenne 300 images). Ainsi, une situation expérimentale est représentée par 120 000 paramètres ! (40 ddl * 300 images * 10 sujets).

Trois types de simplifications sont donc effectués et permettent d'obtenir des données interprétables et utilisables pour un modèle prédictif. On agit sur :

- Le nombre de ddl, en simplifiant à l'extrême le modèle cinématique;
- Le nombre de sujets, en regroupant les réponses des sujets en stratégies;
- Le problème des données temporelles, en découpant le mouvement une succession de phases.

Ces simplifications sont exposées dans les sous-parties suivantes.

2.2 Le modèle cinématique simplifié

Le modèle cinématique utilisé pour la reconstruction de mouvement est un modèle complet, constitué de 40 ddl. Cela permet d'obtenir des mouvements reconstruits très réalistes (cf. Figure 4-21 page 126 par exemple). Cependant, cela représente aussi une quantité de données importante, dont l'exploitation et l'interprétation sont complexes. En agissant sur le modèle cinématique, le but est d'obtenir la représentation la plus simplifiée du mouvement qui permette de faire ressortir l'information la plus importante. Cette information doit de plus être interprétable.

Deux actions sont donc envisagées : d'une part, une réduction importante du nombre de degrés de libertés du modèle, et d'autre part, un changement de variable qui permet de mettre en évidence la réaction des sujets à la chute.

2.2.1 Réduction du nombre de ddl

⇒ *Choix des simplifications*

La prédiction de la cinématique des personnes suite à une perturbation se fera avec le modèle cinématique simplifié. L'objectif de la prédiction est la détection d'éventuels chocs secondaires entre le sujet et son environnement. Ainsi, il est indispensable que le modèle simplifié permette de représenter au mieux la position globale du sujet par rapport à son environnement. De plus, dans un premier temps, on s'intéresse principalement à la cinématique des parties du corps les plus critiques par rapport aux chocs secondaire. L'analyse de l'accidentologie a démontré que les segments les plus touchés sont essentiellement la tête et les membres supérieurs et inférieurs. Cependant, il est raisonnable de penser que les conséquences d'un choc secondaire sur la tête sont plus sévères que celles d'un choc sur membres. Enfin, on peut relier une partie des collisions intervenant sur les membres supérieurs à des gestes de protection des sujets qui cherchent à éviter un choc direct sur la tête [KIMj 03].

Le risque choc secondaire sur la tête paraît donc être un estimateur raisonnable du risque encouru par les passagers debout.

⇒ *Le modèle simplifié*

Ainsi, on cherche donc à simplifier au maximum le modèle cinématique, en gardant comme principale contrainte de représenter au mieux la trajectoire et la vitesse de la tête des sujets.

Pour cela, un modèle à 2 degrés de liberté est proposé (cf. Figure 5-1 ci-dessous). Ce modèle ramène le mouvement de rattrapage à un mouvement plan, et néglige le mouvement des membres inférieurs et supérieurs. Les 2 ddl sont la translation des hanches (X_H) et la flexion du buste (θ).

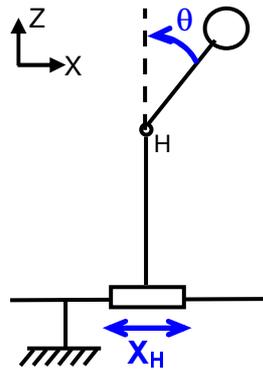


Figure 5-1 : modèle cinématique simplifié

⇒ *Calcul des paramètres du modèle*

Le calcul du paramètre de translation à partir du mouvement reconstruit est direct : X_H est la projection sur l'axe longitudinal du point milieu entre les 2 hanches.

Le calcul de la flexion du buste est effectué de manière trigonométrique à partir de la projection dans le plan sagittal des positions du point milieu des 2 hanches et de centre de masse de la tête (centre du repère local associé au segment tête du mannequin). Le buste est considéré comme un seul segment bien que dans le modèle cinématique complet il soit constitué de 3 segments : bassin, thorax et tête (cf. Figure 5-3 ci-dessous).

Le paramètre θ est donc donné par :

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{Z_{tête} - Z_H}{X_{tête} - X_H} \right)$$

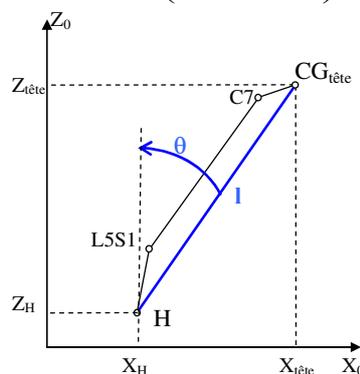


Figure 5-2 : représentation simplifiée du buste

Afin de vérifier que l'on ne commet pas une erreur trop importante en "rigidifiant" le buste, la longueur de ce segment est calculée à chaque image des différents mouvements des sujets :

$$l = \sqrt{(X_{tête} - X_H)^2 + (Z_{tête} - Z_H)^2}$$

Les variations constatées sont relativement faibles (moins de 10 mm), comme on peut le constater par exemple sur la Figure 5-3 ci-dessous pour les mouvements de la première série d'essai du sujet AD. L'erreur faite en "rigidifiant" le buste dans le modèle simplifié est donc faible.

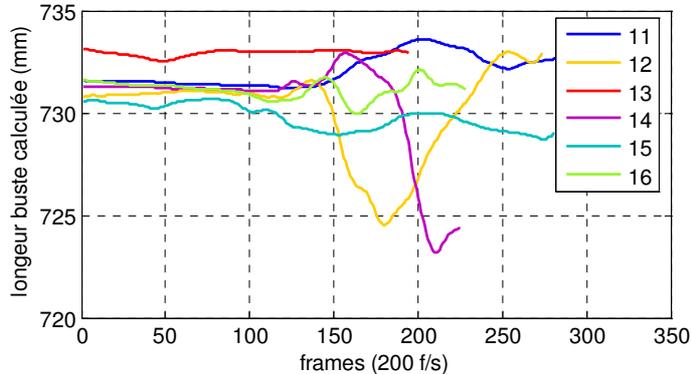


Figure 5-3 : longueur buste (l) du sujet AD calculée à chaque image pour différentes configurations expérimentales

Enfin, pour pouvoir comparer les essais entre eux, les paramètres sont recalés temporellement par rapport au temps de début de la perturbation, et les valeurs des paramètres sont mises à zéro au début du mouvement. Cela permet de corriger les légères différences de postures initiales des sujets. L'influence de cette normalisation reste faible, comme on peut le voir sur la Figure 5-4 ci-dessous.

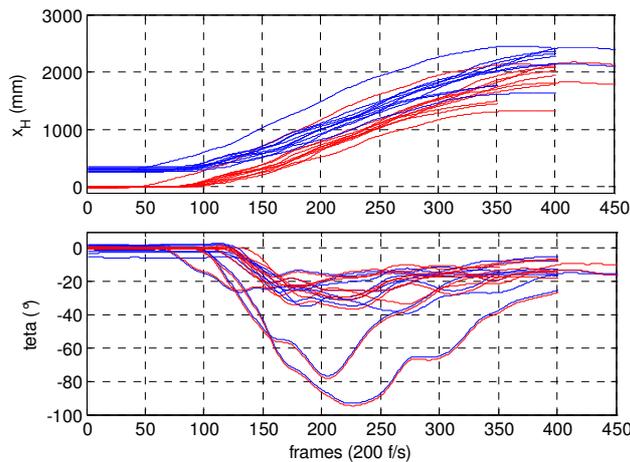


Figure 5-4 : paramètres du modèle simplifié bruts (bleu) et normés (rouge) pour les mouvements de la situation expérimentale 12.

⇒ *Evaluation du modèle*

Comme cela a été vu précédemment, ce modèle simplifié doit permettre de représenter le mouvement des sujets, et plus particulièrement le mouvement de la tête, avec peu de paramètres. On souhaite en outre que ces paramètres aient un sens physique.

Avec le modèle proposé, le mouvement est extrêmement simplifié et 2 paramètres suffisent à le décrire. Ces paramètres ont un sens puisqu'ils représentent la translation du sujet par rapport à son environnement et la flexion du haut du corps.

Afin de s'assurer que le mouvement de la tête est bien décrit, la vitesse absolue du CG de la tête est calculée à partir :

- du mouvement reconstruit avec le modèle complet (V_{comp});
- du mouvement simplifié (V_{simp}).

Le calcul de V_{comp} se fait directement par dérivation de la position de l'espace à 3 dimensions du CG de la tête.

Pour V_{simp} , la position du CG de la tête est calculée dans le repère de référence à partir des paramètres du modèle, puis dérivée :

$$\begin{aligned} X_{simp}(t) &= X_H(t) - l \cdot \sin(\theta(t)); \\ Z_{simp}(t) &= K - l \cdot \cos(\theta(t)); \\ V_{simp}(t) &= \sqrt{\left(\frac{\partial X_{simp}(t)}{\partial t}\right)^2 + \left(\frac{\partial Z_{simp}(t)}{\partial t}\right)^2}. \end{aligned}$$

K est une constante qui disparaît lors de la dérivation et les calculs sont effectués en utilisant la longueur du buste moyenne l .

La comparaison de ces 2 vitesses permet de rendre compte de l'importance de ce qui a été négligé lors de la simplification du problème. Dans ce cas, la différence entre V_{comp} et V_{simp} est uniquement liée au fait que l'on passe d'un modèle en 3 dimensions à un modèle plan.

La Figure 5-5 ci-dessous, montre la comparaison entre V_{comp} et V_{simp} pour 2 situations expérimentales. Il apparaît que la corrélation entre ces vitesses est très bonne, même dans les cas où le sujet est tenu à une barre verticale, ce qui entraîne une rotation du corps autour de la barre (Figure 5-5-b/). Cela signifie que l'hypothèse d'un mouvement plan est fondée et nous permet de vérifier que le modèle cinématique à 2 ddl, même s'il est extrêmement simple, permet de reproduire correctement les conditions d'impact de la tête des sujets.

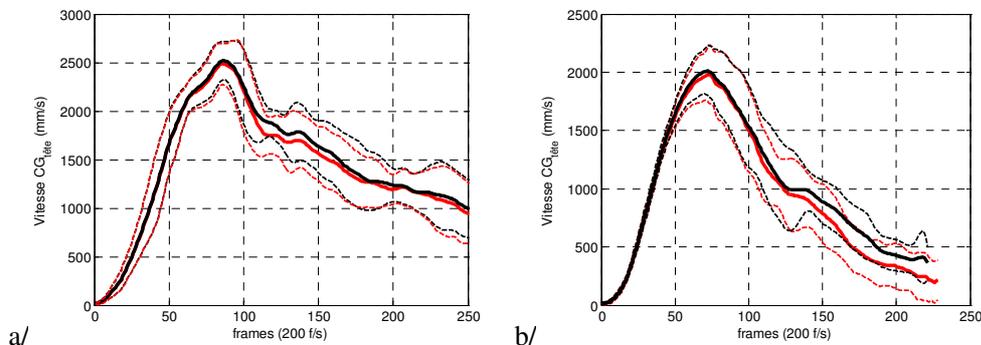


Figure 5-5 : moyenne \pm écart-type des vitesses du CG de la tête obtenues avec le modèle complet (noir) ou le modèle simplifié (rouge). a/ situation expérimentale 12; b/ situation expérimentale 16

2.2.2 Changement de variable

Afin de mettre mieux en évidence la réaction des sujets, un changement de variable est effectué sur l'expression de la translation des sujets.

En effet, celle-ci peut s'exprimer soit dans le repère de la plate-forme (R_{PF}), qui est mobile, soit dans le repère laboratoire (R_0) fixe. On a donc 2 paramètres de translation possibles : X_H dans R_{PF} et X_{Habs} dans R_0 , comme le montre la Figure 5-6 ci-dessous.

Le repère d'expression naturel est le repère plate-forme, puisqu'il permet de positionner le sujet par rapport à son environnement (X_H). Cependant, la translation du sujet par rapport au repère laboratoire (X_{Habs}) est intéressante, car elle permet de mettre en évidence la résistance du sujet à son déplacement vers l'avant.

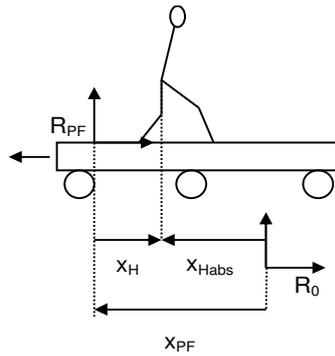


Figure 5-6 : variables exprimant la translation

En effet, si le sujet n'oppose aucune résistance aux effets inertiels dus à la décélération, il se déplace "en vol libre" par rapport à la plate-forme. Le "vol libre" ne signifie pas forcément une chute, mais que le sujet se déplace (marche, court...) comme il l'aurait fait s'il ne touchait pas le sol. Cela signifie qu'il ne se déplace pas dans le repère laboratoire. Inversement, si le sujet n'est pas déséquilibré, il ne se déplace pas par rapport à la plate-forme et est en mouvement par rapport au repère laboratoire. Cela peut se résumer de la manière suivante :

- Pas de résistance : $X_H = -X_{PF}$; $X_{Habs} = 0$.
- Pas de déséquilibre : $X_H = 0$; $X_{Habs} = -X_{PF}$.

Cela se vérifie expérimentalement. La Figure 5-7 ci-dessous illustre les valeurs des paramètres de translation moyennées sur tous les sujets pour 2 situations expérimentales : l'une est la situation de déséquilibre maximum pour les sujets (Figure 5-7-a, debout sans appui à FORT niveau de perturbation), l'autre est au contraire une situation où les sujets n'ont presque pas ressenti de déséquilibre (Figure 5-7-b, appui dorsal à faible niveau de perturbation).

Il apparaît qu'en cas de fort déséquilibre le sujet ne se déplace quasiment pas par rapport au repère local, tandis que pour de très faibles déséquilibres le sujet reste fixe par rapport à son environnement.

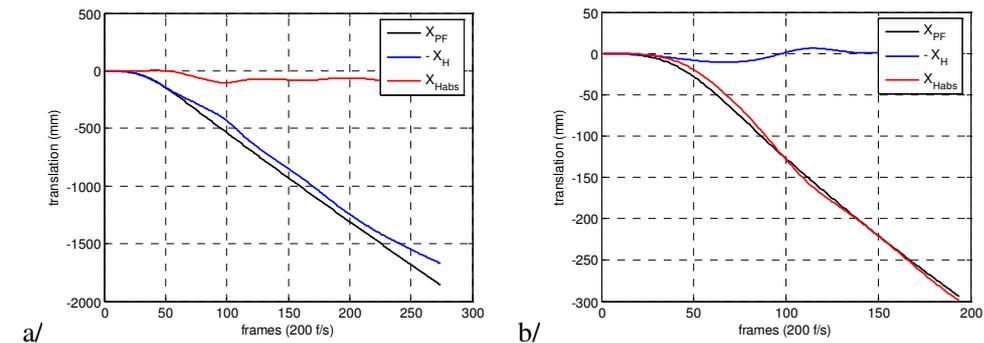


Figure 5-7 : translations de la plate-forme (X_{PF} en noir), translation relative du point H (X_H en bleu) et opposée de la translation absolue du point H ($-X_{Habs}$ en rouge).
a/ la situation expérimentale 12; b/ la situation expérimentale 13.

2.2.3 Bilan

Chaque mouvement n'est plus caractérisé que par l'évolution de 2 paramètres : La translation du sujet par rapport au repère laboratoire (X_{Habs}) et la flexion du buste (θ). Ainsi, une seule figure, comme la Figure 5-8 ci-dessous, permet de représenter un mouvement.

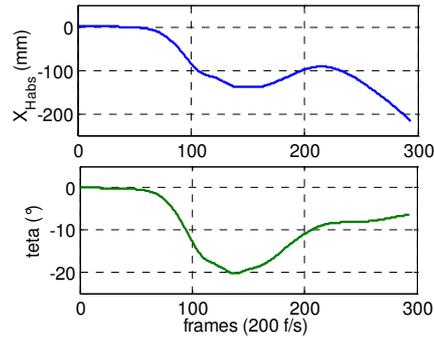


Figure 5-8 : représentation simplifiée d'un mouvement (sujet "GP", situation expérimentale 11)

Remarque 1 :

Partant de ce principe que la résistance des sujets aux effets inertiels est caractérisée par la translation du sujet dans le repère laboratoire, il a été envisagé de caractériser les phases de réaction et de chute du sujet au cours du mouvement de rattrapage d'équilibre à l'aide d'un "indice de réaction" calculé de la manière suivante :

$$I_r = \frac{\Delta X_{H_{abs}}}{\Delta X_{PF}}$$

On a donc :

- pas de résistance : $I_r=0$;
- pas de déséquilibre : $I_r=1$.

La Figure 5-9 ci-dessous montre l'évolution de cet indice moyenné pour tous les sujets pour les deux situations expérimentales extrêmes du point de vue du déséquilibre. Il apparaît clairement qu'en cas de déséquilibre important les sujets ne commencent à réellement infléchir leur mouvement vers l'avant qu'après plus d'une seconde. La valeur de l'indice de résistance est quasiment nulle. En revanche, si le déséquilibre est très faible, les sujets ont presque instantanément réussi à s'opposer totalement à la chute et la valeur de l'indice est proche de 1.

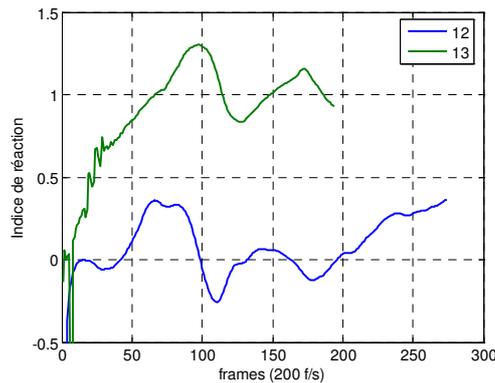


Figure 5-9 : indice de réaction pour les situations expérimentales 12 (bleu – sujet debout perturbation FORTE) et 13 (vert – sujet en appui dorsal – perturbation faible)

L'analyse de cet indice pourrait être intéressante, notamment pour repérer l'évolution temporelle de la réaction des sujets, et l'efficacité de la résistance qu'ils opposent au mouvement. Cependant, les premiers résultats sont très bruités et donc difficilement interprétables.

Remarque 2 :

Les paramètres X_{Habs} et X_H sont reliés par la translation de la plate-forme :

$$X_{Habs} = X_{PF} + X_H$$

Ainsi, pour comparer 2 mouvements résultant de 2 types de perturbations différentes, donc avec des translations de plate-forme (X_{PF}) différentes, il peut être intéressant de revenir au paramètre de translation relatif (X_H). Sur la Figure 5-10 ci-dessous par exemple, sont représentées les translations absolues (a) et relatives (b) pour des situations expérimentales à niveau de perturbation Intermédiaire et FORT. Peu de différences apparaissent sur X_{Habs} , alors que le tracé de X_H fait bien ressortir que le déplacement du sujet par rapport à la plate-forme est bien plus faible à niveau de perturbation Intermédiaire.

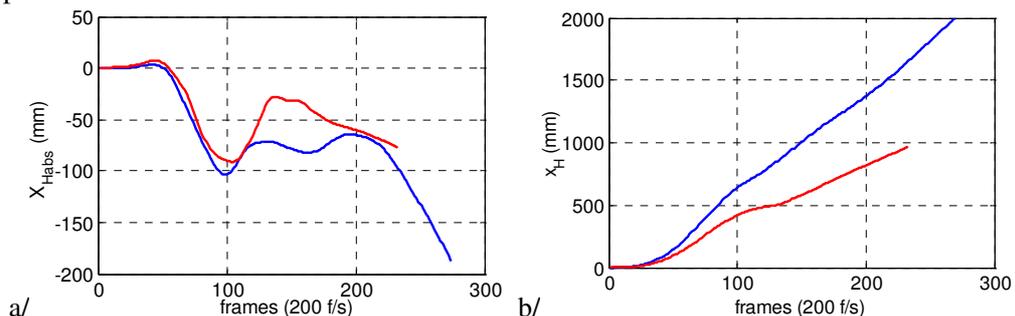


Figure 5-10 : différentes représentation de la translation du sujet "SN" pour une perturbation FORTE (bleu) et Intermédiaire (rouge).
a/ translation absolue (X_{Habs}); b/ translation relative (X_H).

2.3 Regroupement des mouvements en stratégies

Comme cela a été montré dans le paragraphe précédent, chaque mouvement est représenté par l'évolution temporelle de 2 paramètres : la translation sur l'axe longitudinal du milieu des hanches dans le repère du laboratoire (X_{Habs}) et la flexion du buste (θ).

Toujours dans une optique de simplification, il est maintenant intéressant de se pencher sur le problème de la variabilité interindividuelle. En effet, dans une même situation, chaque sujet effectue un mouvement différent.

Nous avons vu au Chapitre 1 (cf. 3.2.4/Stratégies de rattrapage page 34) que Nashner et. al. utilisent le terme de stratégie pour caractériser les différents types de réponse observés sur les mouvements de rattrapage d'équilibre [NAS 79]. Il est donc intéressant de savoir si ces différences de réponses sont dues au fait que les sujets mettent en œuvre différentes stratégies, ou si une même stratégie est mise en œuvre différemment. La question sous-jacente est de savoir si l'on peut raisonnablement regrouper les différentes réponses et les représenter par une stratégie moyenne.

La décision de partitionner ou non l'ensemble des réponses des sujets en différentes stratégies ne peut être prise que par l'analyse des courbes des 2 paramètres représentant les mouvements. Des méthodes statistiques sont mises en œuvre et permettent de choisir d'effectuer ou non cette partition de manière un peu plus formelle.

Les 2 méthodes de regroupement (clustering) utilisées seront donc présentées, puis nous verrons comment elles ont été appliquées à la recherche de stratégies. Un exemple sera développé pour le cas de la situation expérimentale 11. Enfin, les

partitions en stratégies pour les différentes configurations expérimentales seront présentées à la fin de cette partie.

2.3.1 Présentation des méthodes de clustering utilisées

L'objectif des méthodes de clustering est de définir les regroupements optimaux parmi une population d'objets, chaque objet étant décrit par un certain nombre de paramètres. Cela consiste dans le cas de notre étude à regrouper les mouvements des différents sujets en stratégies, sachant que chaque mouvement est décrit par les 2 paramètres X_{Habs} et θ .

Pour cela, 2 techniques complémentaires sont utilisées :

- la Classification Ascendante Hiérarchique (CAH) : consiste à regrouper à chaque étape 2 à 2 les éléments (objets ou groupes d'objets) les plus proches. Cette technique sert à évaluer le nombre de groupes présents dans la population.
- les Nuées Dynamiques (ND) : consiste à regrouper au mieux l'ensemble des objets de la populations en un nombre de groupes fixé par l'utilisateur. Cette technique sert principalement à vérifier la stabilité des regroupements de la CAH.

Le principe est de combiner l'utilisation de ces 2 techniques : la CAH permet d'estimer le nombre de groupes présents dans la population. Cette estimation permet d'utiliser les ND et de vérifier que les regroupements proposés sont stables et représentatifs.

⇒ *Définitions communes*

Chacun des n objets de la population est représenté par un certain nombre p de paramètres : $X_i = \{X_{i1}, \dots, X_{ip}\}$. Ces paramètres sont généralement normés afin que leur influence ne dépende pas de leur valeur. Le plus souvent cela se fait à l'aide du z-score :

$$Z_i = \{k_1 \cdot Z_{i1}, \dots, k_p \cdot Z_{ip}\}$$

et

$$Z_{ij} = \frac{X_{ij} - \overline{X_j}}{\sigma(X_j)}$$

avec :

$\overline{X_j}$ et $\sigma(X_j)$ la moyenne et l'écart type du $j^{\text{ième}}$ paramètre sur toute la population;

k_1, \dots, k_p des coefficients de pondérations qui permettent de rendre certains paramètres plus influents que d'autres.

Il est alors possible de déterminer une distance entre les éléments. La plus courante est tout simplement la distance euclidienne :

$$d_{12} = \sqrt{\sum_{j=1:p} k_j^2 \cdot (Z_{1j} - Z_{2j})^2}$$

Le centre de gravité G d'un ensemble d'éléments est défini comme le barycentre des différents éléments, pondéré par un facteur de "masse" des éléments. Il est défini à partir de la représentation normée des différents éléments :

$$Z_G = \frac{\sum_{i=1:n} m_i \cdot Z_i}{\sum_{i=1:n} m_i}$$

L'inertie d'un ensemble d'éléments est définie comme la somme des distances au carré entre les éléments de l'ensemble et le centre de gravité de cet ensemble, pondérées par un facteur de "masse".

$$I = \sum_{i=1:n} m_i \cdot d_{iG}^2$$

⇒ *La Classification Ascendante Hiérarchique*

Le principe de la CAH est de regrouper à chaque étape les 2 éléments (objets ou groupes d'objets) de la population les plus proches. Il faut donc définir un critère de regroupement des différents éléments.

Le critère le plus classique est le critère de Ward. Il consiste à dire qu'une partition est bonne si l'inertie intragroupe est faible et, par conséquent, l'inertie intergroupe est forte.

L'inertie intragroupe est définie comme la somme de l'inertie propre de tous les éléments constituant la population. L'inertie intergroupe est l'inertie des différents groupes par rapport au centre de gravité total de la population.

Soit une population constituée de n objets répartis en q groupes de 1 ou plusieurs objets (cf. Figure 5-11 ci-dessous).

On a donc :

$$I_{intra} = \sum_q I_q = \sum_q \sum_{i \in q} m_i \cdot d_{iG_q}^2$$

De même :

$$I_{inter} = \sum_q m_q \cdot d_{GG_q}^2$$

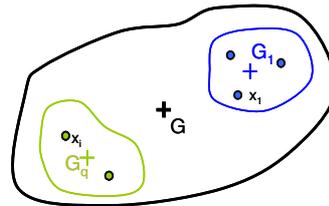


Figure 5-11 : population de n objets répartis en q groupes

On peut remarquer (théorème de Huygens) que l'inertie totale, constante, est la somme de l'inertie intergroupe et de l'inertie intragroupe :

$$I_{total} = I_{intra} + I_{inter} = \sum_n m_i \cdot d_{iG}^2 = cte$$

Ainsi, à chaque étape, on recherche à fusionner 2 éléments de la population de manière à ce que la partition ainsi obtenue soit la meilleure possible. D'après le critère de Ward, la meilleure fusion est donc celle qui engendre l'augmentation d'inertie intragroupe (ou la diminution d'inertie intergroupe) la plus faible.

A chaque étape on calcule donc les inerties intergroupes et intragroupes avant et après toutes les fusions possibles de 2 éléments de la population et on effectue la fusion qui répond au mieux au critère de Ward. Ainsi, n étapes permettent de regrouper au mieux et de manière hiérarchique les n objets de la population.

L'algorithme peut s'écrire de la manière suivante :

Pour chaque étape (1 étape / élément)
 | *Pour toutes les paires d'éléments possibles*
 | | *Calculer la nouvelle inertie intragroupe;*
 | *fin*
 | *On effectue la fusion entre les 2 groupes qui minimise ΔI_{intra} ;*
Fin

La Figure 5-13 ci-dessous illustre les différentes étapes du regroupement par CAH pour le mouvement simplifié des 10 sujets à une image lors de la situation expérimentale 12.

Le nombre de groupe optimal dans la population peut être estimé à l'aide de différents outils graphiques :

- le dendrogramme représente les différents regroupements et l'inertie intragroupe correspondante. On choisit alors de "couper" l'arbre où cela nous semble le plus judicieux.
- le tracé de l'évolution de l'inertie intergroupe (éventuellement normée par l'inertie totale) à chaque étape permet de repérer si 2 groupes bien distincts sont fusionnés. En effet, une telle fusion engendre une modification de I_{inter} (ou I_{intra}) importante.

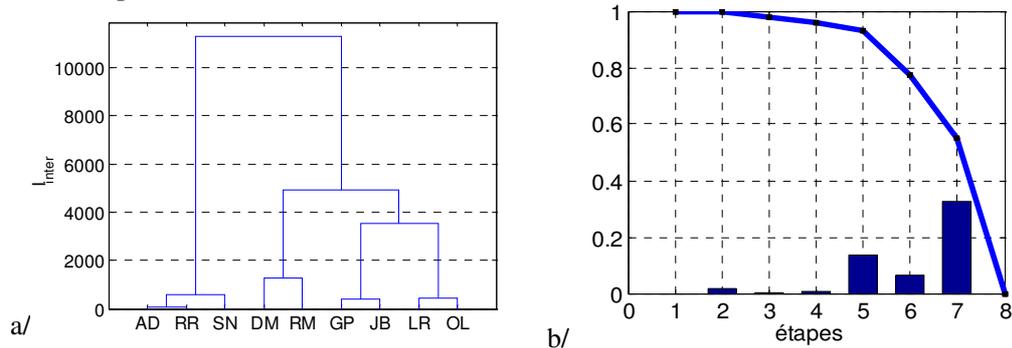


Figure 5-12 : différents outils pour repérer les partitions
 a/ dendrogramme; b/ évolution de l'inter normée par I_{total} (courbe) et rupture de pente (barre) à chaque étape

Le principal inconvénient de cette méthode est que la partition effectuée à chaque étape n'est pas la partition optimale, puisqu'elle est contrainte par les regroupements effectués lors des étapes précédentes. Il est donc prudent de coupler cette approche avec une autre technique qui va rechercher la partition optimale de la population en un nombre connu de groupes.

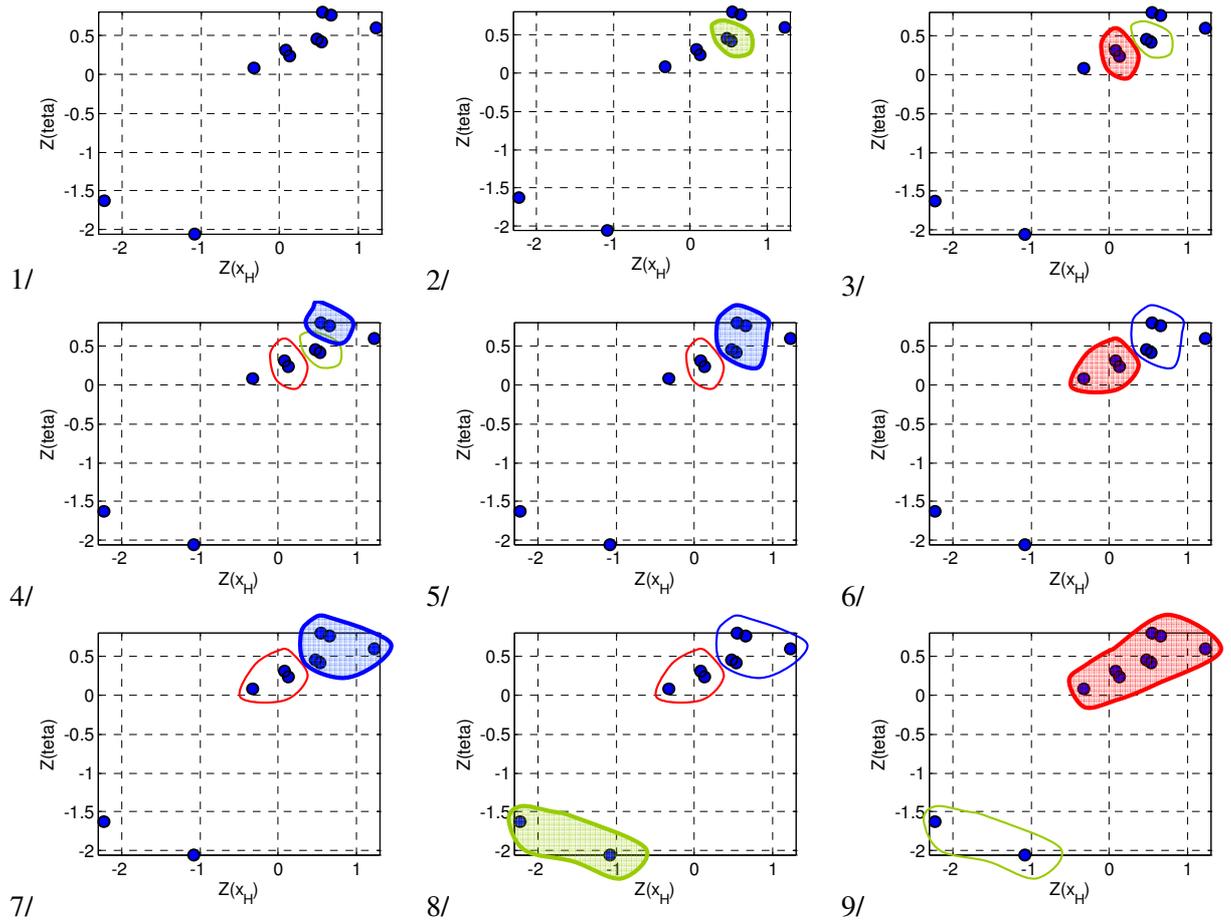


Figure 5-13 : différentes étapes du regroupement (CAH) de la posture simplifiée des 10 sujets lors de la situation expérimentale 12, 750 ms après le début de la perturbation.

⇒ *Les Nuées dynamiques*

L'objectif des algorithmes de Nuées Dynamiques (ND) est de regrouper au mieux les n éléments d'une population en k groupes, k étant fixé.

Pour cela une méthode itérative est utilisée. A chaque itération les éléments sont regroupés autour de k centres à l'aide d'un critère de distance (en général la distance euclidienne). Une fois ces groupes formés, les k barycentres sont calculés et utilisés comme nouveaux centres pour les regroupements de l'itération suivante. L'algorithme converge rapidement vers une solution stable. Cependant, il peut y avoir plusieurs regroupements stables au sein d'une population, et le résultat du processus itératif dépend de l'initialisation de l'algorithme.

Ainsi, en lançant plusieurs fois l'algorithme avec une initialisation aléatoire, on peut tester la stabilité des partitions trouvées dans la population.

L'algorithme itératif peut s'écrire sous la forme suivante :

```

On initialise l'algorithme au hasard avec k points de la population
Tant que (i < max itération)
|   Pour chaque point
|   |   On l'affecte au groupe du CG le plus proche
|   |   Fin
|   Si la répartition des points est différentes de celle de l'étape précédente
|   |   on recalcule les nouveaux CGs
|   Sinon
|   |   On sort de la boucle
|   Fin
Fin
    
```

La Figure 5-14 ci-dessous illustre les différentes étapes de l'algorithme de nuées dynamiques pour le mouvement simplifié des 10 sujets à une image lors de la situation expérimentale 12.

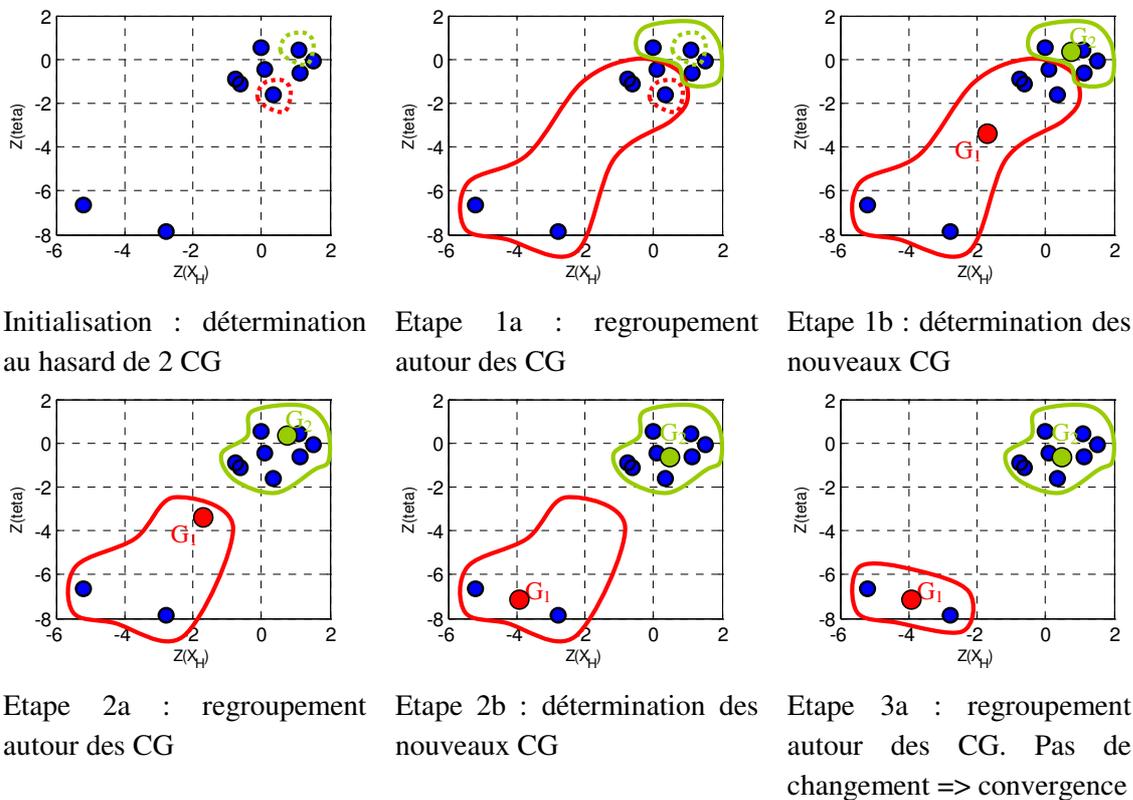


Figure 5-14 : différentes étapes de l'algorithme de nuées dynamiques pour le mouvement simplifié des 10 sujets à une image lors de la situation expérimentale 12.

2.3.2 Application à la recherche de stratégies

Chaque mouvement est caractérisé par l'évolution de 2 paramètres (X_{Habs} et θ).

Dans le paragraphe précédent, nous avons vu que des méthodes de regroupement pouvaient être utiles pour déterminer le nombre de groupes d'objets dans une population. Nous allons maintenant voir comment ces méthodes ont été appliquées à la détermination de stratégies de rattrapage.

⇒ *Problèmes des données temporelles*

Les méthodes de regroupement décrites précédemment peuvent être directement appliquées pour une image du mouvement : chaque posture simplifiée des 10 sujets est décrite par la valeur de 2 paramètres. On peut donc chercher à regrouper les postures des sujets.

La principale difficulté vient du fait que les mouvements sont décrits, non pas par un jeu de paramètres, mais par l'évolution de ces paramètres au cours du mouvement.

Le problème peut être abordé de 2 manières différentes : image par image ou sur la globalité du mouvement.

C'est cette dernière option qui a été retenue. En effet, le traitement du problème image par image amène à des regroupements différents au cours du mouvement. Cela pose 2 types de problèmes : d'une part des difficultés d'interprétation des résultats, et d'autre part la perte de la notion de stratégie. En effet, une stratégie est définie pour l'ensemble du mouvement, et non pour une posture.

La recherche de stratégies sur l'ensemble du mouvement entraîne 2 modifications principales par rapport aux méthodes décrites au paragraphe précédent : la normalisation des variables et le critère de regroupement doivent être étendus à l'ensemble des images et non plus images par image.

Le critère de regroupement utilisé est toujours basé sur le critère de Ward. On effectue la fusion pour laquelle la différence de la somme pour toutes les images des inerties intragroupe avant et après fusion est la plus faible. Image par image le critère de Ward peut s'écrire :

$$I_{\text{inter}}(k) - I_{\text{inter}}(k-1).$$

Pour l'ensemble du mouvement le critère modifié s'écrit alors

$$\sum_{im} I_{\text{inter}}(k, im) - \sum_{im} I_{\text{inter}}(k-1, im).$$

De même, le z-score n'est plus calculé par rapport à la moyenne et l'écart type de l'échantillon à chaque image. On le calcul, à chaque image, par rapport à la moyenne et l'écart type de l'échantillon pour l'ensemble des images :

$$Z_X(im, suj) = \frac{X(im, suj) - \overline{X(im)}}{\sigma_{X(im)}} \Rightarrow Z_X(im, suj) = \frac{X(im, suj) - \overline{X}}{\sigma_X}$$

Cela permet de conserver les particularités de l'évolution temporelle des paramètres. Comme cela est illustré sur la Figure 5-15 ci-dessous, si les variables sont normées indépendamment à chaque image, on ne prend pas en compte le fait que l'écart entre les réponses des sujets est plus important à la fin du mouvement qu'au début. C'est une information capitale dans la détermination des stratégies. Le fait de calculer le z-score à chaque image par rapport à l'ensemble du mouvement permet de remédier à ce problème.

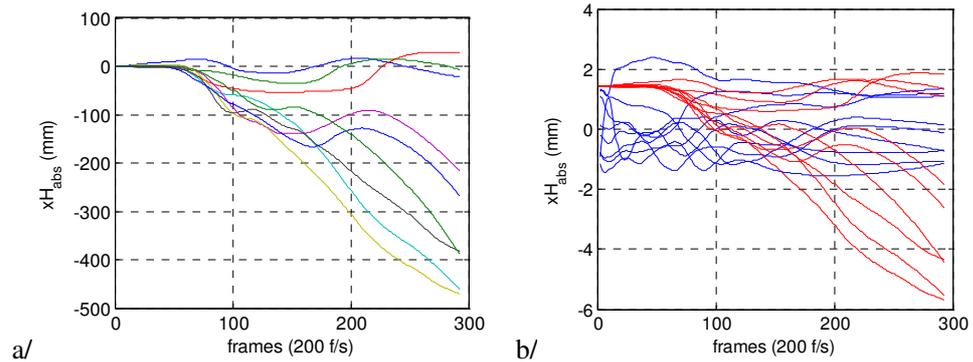


Figure 5-15 : influence de la normalisation des variables. a/ paramètres de translation des différents sujets non normés; b/ paramètres de translation des différents sujets normés indépendamment à chaque image (bleu) et par rapport à l'ensemble du mouvement (rouge)

⇒ *Significativité des stratégies*

Une fois que différentes stratégies ont été identifiées, on peut se poser la question de leur significativité. Pour cela, les méthodes classiques consistent à utiliser les tests statistiques de moyenne.

Vu le nombre très faible de données dont on dispose, il est préférable d'avoir recours aux tests non paramétriques, du type test des rangs, afin de ne pas avoir à faire d'hypothèses infondées sur les distributions dans la population. Les résultats pour cette étude ne sont donc qu'indicatifs. Cependant, la méthode mise en place est valable lorsque plus de données seront disponibles.

Un autre problème vient de l'aspect temporel des données. En effet, les valeurs des paramètres ne sont pas indépendantes d'une image à l'autre. Formellement, ces méthodes statistiques ne sont pas utilisables. Cependant, les résultats sont toujours intéressants à titre indicatif.

Ainsi, on teste à chaque image, et pour les 2 paramètres, si les regroupements effectués sont significativement différents ou non. Cela permet de s'assurer de la pertinence des regroupements.

2.3.3 Exemple : détermination des stratégies pour la situation expérimentale 11

Les données de départ sont les mouvements simplifiés de 9 sujets (un problème de mesure empêchant de calculer le paramètre de translation du dixième sujet), illustrées sur la Figure 5-16 ci-dessous.

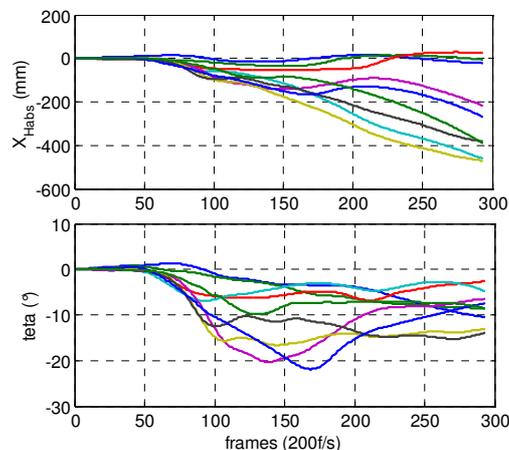


Figure 5-16 : représentation des mouvements simplifiés des sujets pour la situation expérimentale 11

La CAH menée sur ces données indique plusieurs découpages possibles, comme le montre la Figure 5-17 ci-dessous. En effet, des ruptures de pentes importantes sont remarquées à la 6^{ième} étape (4 groupes) et à la 8^{ième} étape (2 groupes).

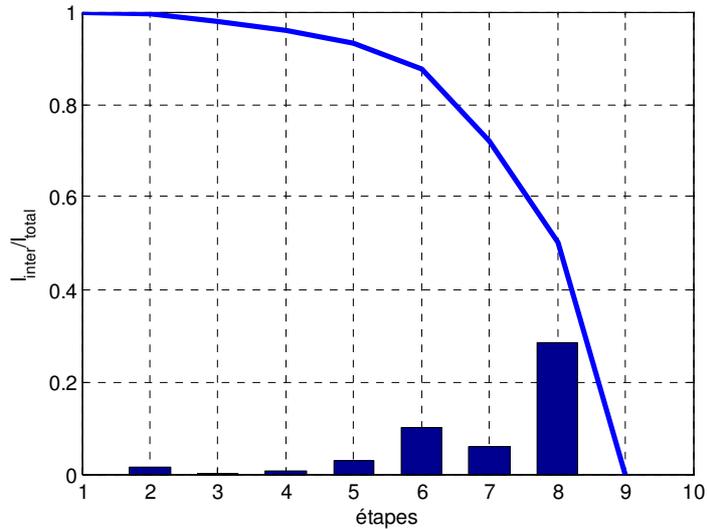


Figure 5-17 : évolution du ratio l_{inter}/l_{total} pour la CAH menée sur les mouvements de la situation expérimentale 11 (courbe) et ruptures de pente à chaque étape (barres).

Les découpages possibles sont donc :

- 4 groupes : {AD, RR, SN} ; {DM, RM} ; {GP, OL} ; {JB, LR}
- 3 groupes : {AD, RR, SN} ; {DM, RM} ; {GP, JB, LR, OL}
- 2 groupes : {AD, RR, SN} ; {DM, GP, JB, LR, OL, RM} ;

Dans un premier temps le découpage en 2 groupes paraît le plus judicieux.

On applique alors l'algorithme de Nuées Dynamiques sur les 9 mouvements, en l'initialisant avec 2 mouvements pris au hasard. Cette opération est répétée 10 fois. Les résultats des 10 regroupements sont indiqués dans le Tableau 5-1 ci-dessous.

Tableau 5-1 : résultats de 10 regroupements en 2 groupes (A ou B) effectués avec les ND sur les 9 mouvements de la situation expérimentale 11.

Sujets	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
AD	B	A	B	B	A	A	B	B	B	A
RR	B	A	B	B	A	A	B	B	B	A
SN	B	A	B	B	A	A	B	B	B	A
DM	B	B	B	B	B	A	B	A	A	A
GP	A	B	A	A	B	B	A	A	A	B
JB	A	B	A	A	B	B	A	A	A	B
LR	A	B	A	A	B	B	A	A	A	B
OL	A	B	A	A	B	B	A	A	A	B
RM	B	B	B	B	B	A	B	A	A	A

Il apparaît que les mouvements de 2 sujets n'appartiennent pas de manière stable à l'un ou l'autre des regroupements. Dans un premier temps, les mouvements de ces 2 sujets, intermédiaires entre 2 stratégies, ne sont pas pris en compte. On a ainsi regroupés 7 mouvements en 2 stratégies, et 2 mouvements n'ont pu être associés à l'une ou l'autre des 2 stratégies. La Figure 5-18 ci-dessous illustre cela.

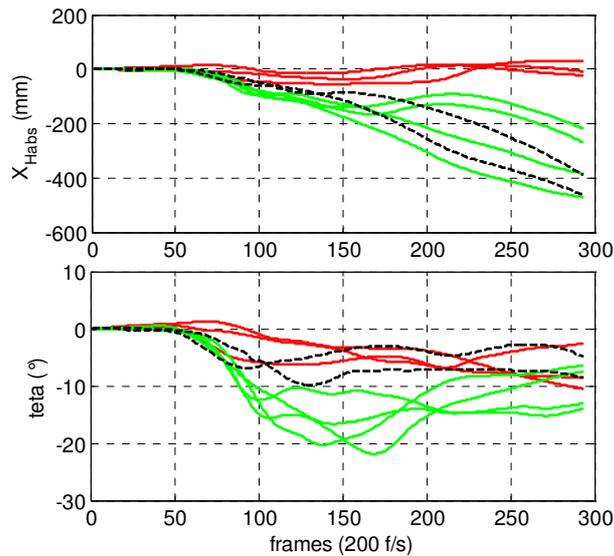


Figure 5-18 : regroupements des mouvements simplifiés des 9 sujets pour la situation expérimentale 11. 2 stratégies ont été identifiées (lignes vertes et rouges), et 2 mouvements ne sont pas pris en compte (noirs)

Ainsi, à partir de la représentation simplifiée des mouvements effectués par les sujets pour une situation expérimentale donnée, les méthodes de regroupement nous ont permis d'extraire 2 stratégies de rattrapage bien distinctes. Ces mouvements peuvent donc être représentés par 2 courbes moyennes et leurs intervalles de confiance, comme on peut le voir sur la Figure 5-19 ci-dessous.

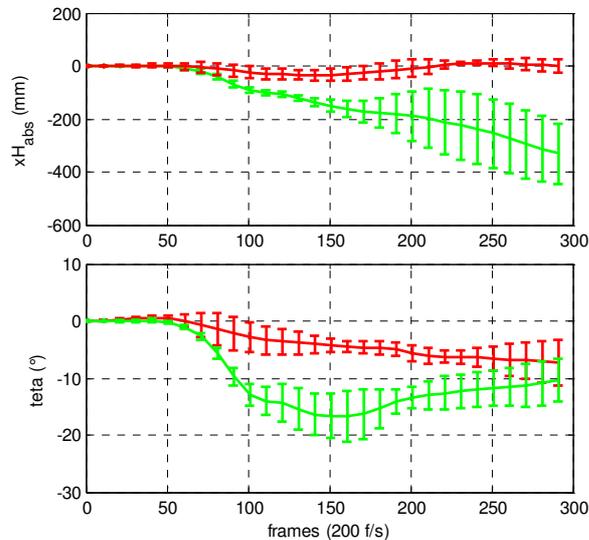


Figure 5-19 : représentation des 2 stratégies de rattrapage (moyenne \pm écart type) identifiées pour la situation expérimentale 11

On peut de plus vérifier que ces 2 stratégies sont significativement différentes. Un test des rangs est effectué à chaque image sur les 2 paramètres. Les résultats de ces tests sont présentés sur la Figure 5-20 ci-dessous. Ils doivent être interprétés avec précaution (cf. 2.3.2 page 163). On peut tout de même vérifier qu'au début du mouvement (environ 80 images soit 400 ms) les 2 stratégies sont équivalentes, tandis qu'elles sont bien distinctes par la suite.

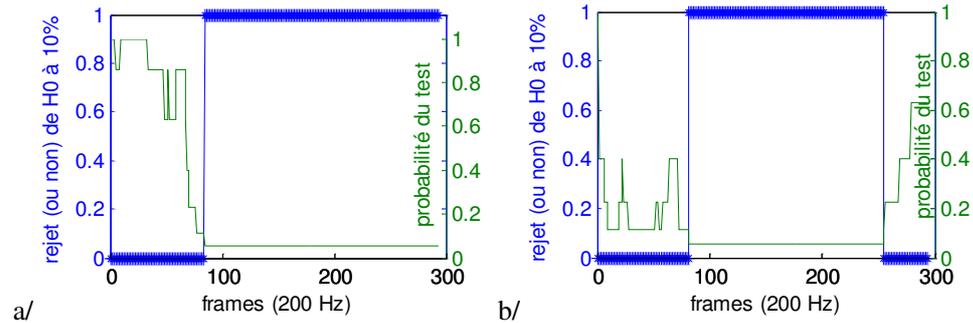


Figure 5-20 : résultats des tests des rangs effectués sur les 2 stratégies pour la situation expérimental 11. a/ paramètre X_{Habs} ; b/ paramètre θ .

Enfin, il apparaît que l'existence de ces 2 stratégies peut être interprétée physiquement. En effet, aucune consigne n'était donnée aux sujets concernant la distance du rattrapage. Ainsi, certains sujets ont cherché à se rattraper en fournissant le moins d'efforts possible, tandis que d'autres ont au contraire cherché à se rattraper au plus vite. Cela engendre 2 types de réponses :

- dans le premier cas, en rouge sur la Figure 5-19, X_{Habs} reste quasiment constant, ce qui signifie que le sujet se laisse marcher. La flexion du buste reste faible.
- dans le deuxième cas, en vert sur la Figure 5-19, X_{Habs} décroît rapidement, ce qui s'accompagne d'une flexion du buste importante. Cette stratégie correspond aux mouvements effectués par les sujets dans les mêmes conditions de maintien et de perturbation mais avec une contrainte de distance sur le rattrapage imposée (situation expérimentale 24).

2.3.4 Bilan : les différentes stratégies identifiées

Le Tableau 5-2 ci-dessous résume les différentes stratégies mises en évidence pour chaque configuration expérimentale.

Tableau 5-2 : bilan des stratégies

situation exp.	stratégie	nbr sujets
11	1	3
	2	4
12	1	8
	2	2
13	1	10
14	1	10
15	1	9
16	1	10
21	1	4
22	1	2
23	1	4
24	1	4
25	1	4

Commentaires sur le Tableau 5-2 :

- situation expérimentale 11 : 3 sujets se "laissent courir", 4 cherchent à se rattraper au plus vite. Deux mouvements n'ont pas pu être rattachés à l'une ou l'autre des stratégies, et un mouvement n'a pas été mesuré.

- situation expérimentale 12 : 2 sujets ont un mouvement très particulier avec une flexion du buste très importante.
- situation expérimentale 15 : 1 sujet à réaction très différente. Il ne se sert quasiment pas de la barre et réagit donc comme dans la situation expérimentale 11. Le fait qu'il soit le seul à réagir ainsi ne nous permet pas d'en faire une stratégie à part entière.
- situation expérimentale 22 : le mouvement d'un sujet n'a pas été mesuré et 1 sujet réagit avant la mise en mouvement de la plate-forme. Son mouvement n'est donc pas exploitable.

Au bilan, peu de stratégies différentes ont été mises en évidence pour les différentes situations expérimentales. Les situations expérimentales, et notamment l'importance des niveaux de perturbation mis en œuvre, n'autorisent probablement pas l'utilisation de plusieurs stratégies de rattrapage. Cependant, le nombre de sujets participants à l'expérience (maximum 10 sujet), et l'homogénéité du groupe de population considéré, ne font sûrement pas ressortir toutes les stratégies possibles.

Les méthodes mises en places permettent de s'assurer que les regroupements effectués sont effectivement cohérents. Elles permettent de plus de repérer les mouvements aberrants ou difficilement incorporables dans une stratégie.

2.4 Segmentation

Dans les 2 sous-parties précédentes nous avons présenté les simplifications apportées au modèle cinématique ainsi que le travail de regroupement des mouvements des différents sujets. Grâce à cela, les réponses des sujets à chaque situation expérimentale ne sont plus caractérisées que par une ou deux stratégies de rattrapage, elles-mêmes représentées par l'évolution au cours du mouvement des 2 variables du modèle cinématique. Le problème de départ a donc été déjà grandement simplifié.

Cependant, le fait que les mouvements soient décrits par des courbes quelconques est une difficulté si l'on souhaite les comparer 2 à 2 de manière quantitative ou les modéliser. Il est préférable de représenter ces courbes par un nombre limité de paramètres et de travailler ensuite sur ces paramètres.

L'objet de cette sous-partie est donc de présenter la méthode retenue pour traiter ce problème, ainsi que les résultats obtenus.

2.4.1 Comment représenter l'évolution temporelle d'un paramètre

Le problème est de représenter une courbe quelconque, caractérisant l'évolution d'une variable au cours du temps, à l'aide d'un nombre restreint de paramètres. La littérature sur l'analyse du mouvement propose un certain nombre de solutions, plus ou moins adaptées à cette étude.

La méthode la plus classique consiste à interpoler les courbes par des fonctions génériques (polynomiales, exponentielles...). La courbe n'est alors plus caractérisée que par les coefficients de l'interpolation. Cette technique relativement simple, n'est malheureusement pas applicable à notre étude car les courbes doivent remplir un certain nombre de conditions. Il faut :

- que toutes les courbes aient à peu près la même allure, pour être représentées par la même expression, aux coefficients près.

- que l'allure de ces courbes corresponde à une fonction générique reconnaissable.

Une technique alternative consiste à décomposer l'information contenue dans la courbe sur une autre base vectorielle. Faraway [FAR 00] par exemple propose de représenter l'évolution des coordonnées généralisées représentant un mouvement humain à l'aide d'une combinaison linéaire de fonction B-splines standard. Il remarque qu'une combinaison de 8 fonctions est en générale suffisante. Cette technique est robuste et présente de nombreux avantages.

Le principal intérêt est que l'on s'affranchit de la dépendance temporelle des paramètres : si l'on reste sur une base temporelle, la valeur d'une variable au temps t dépend de ses valeurs aux temps précédents. Cela complique notablement l'utilisation de méthodes statistiques, au moins d'un point de vue formel. Le fait de changer de base d'expression permet de s'affranchir de cela. En effet, les coefficients de la décomposition en B-spline sont complètement indépendant les uns des autres.

Cependant, le principal inconvénient de cette méthode est lié à la perte de significativité des paramètres. Il n'est pas possible d'interpréter physiquement les coefficients de la décomposition. Dans le cadre de cette étude, cela n'est pas satisfaisant, car l'un des objectifs est de comprendre les mécanismes de rattrapage d'équilibre et la manière dont ils sont influencés par les conditions expérimentales. Cette méthode sera donc intéressante à un stade plus avancé de l'analyse du rattrapage d'équilibre, lorsque les mécanismes auront été compris, et qu'il s'agira de traiter de manière formelle un grand nombre de données.

D'autres techniques sont proposées dans la littérature. On peut par exemple citer les travaux de Loslever et al. [LOS 99] repris par Lempereur [LEM 06]. Les valeurs prises par les coordonnées généralisées décrivant le mouvement sont représentées par des valeurs d'appartenance à des fenêtres spatio-temporelles. L'utilisation d'un formalisme flou permet de répartir l'appartenance d'une courbe à un temps donné sur plusieurs fenêtres spatiales. Cette description a prouvé son efficacité sur des mouvements complexes tels que l'entrée-sortie de véhicules [LEM 06]. L'utilisation de la logique floue permet de s'affranchir de la dépendance temporelle des données. De plus, il est toujours possible d'interpréter physiquement les valeurs d'appartenance d'une variable aux différentes fenêtres. Exemple : la variable est plus importante au début du mouvement pour le sujet A que pour le sujet B.

Le principal inconvénient de cette représentation est que le nombre de paramètres décrivant la courbe est très important. Dans les travaux de Lempereur, l'évolution de chaque angle articulaire au cours de l'entrée dans un véhicule est discrétisée sur 51 fenêtres temporelles et 3 fenêtres spatiales, soit 153 coefficients d'appartenance aux fenêtres spatio-temporelles.

Dans le cadre de cette étude, nous avons vu que l'objectif est de caractériser le plus simplement possible les mouvements de rattrapage. L'utilisation d'un grand nombre de paramètres rend la prédiction délicate.

Ce constat, associé à l'analyse visuelle des courbes, nous a amené à retenir une méthode relativement simple qui permet de réduire efficacement le nombre de

paramètres décrivant les courbes. Il s'agit de représenter les courbes par une succession de segments de droite. Cette méthode de segmentation est décrite dans le paragraphe suivant. Son principal inconvénient est qu'elle demande une certaine expertise : l'opérateur doit décider du nombre de segments qui composent la courbe. Un autre inconvénient est qu'elle ne règle pas complètement le problème de temporalité : les paramètres ne sont pas formellement indépendants entre eux. Cependant, son principal intérêt, outre sa simplicité, est de rendre compte de la physique du rattrapage d'équilibre. Ce point sera repris dans la partie suivante (cf. 3.1 Les phases du rattrapage d'équilibre page 175).

2.4.2 Méthode de segmentation utilisée

Le principe de la segmentation est de représenter au mieux une courbe par une ligne brisée. La courbe est alors caractérisée par les coordonnées des points de rupture de la ligne brisée.

Plus exactement, dans cette étude on ne recherche pas à représenter une courbe, mais un faisceau de courbes correspondant aux réponses des sujets pour une même stratégie. Un processus d'optimisation permet de déterminer les coordonnées des points de rupture de la ligne brisée qui représente au mieux le faisceau de courbe.

Le nombre de segments est fixé par l'opérateur suite à une inspection visuelle des courbes. De plus l'allure générale des courbes représentant tous les mouvements de cette étude permet de fixer l'hypothèse que le premier segment est horizontal et a une valeur nulle.

A l'aide de ces hypothèses, la recherche de la ligne brisée constituée de n segments représentant au mieux un faisceau de courbe revient à déterminer $2.(n-1)$ inconnues. La Figure 5-21 ci-dessous résume cela.

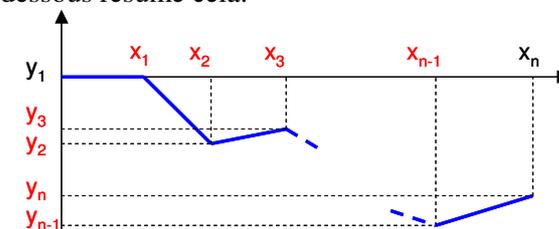


Figure 5-21 : paramètres définissant la ligne brisée

La position de chaque point de rupture est dépendante de celle des autres points de rupture. La recherche de la solution est donc effectuée de manière globale.

L'algorithme d'optimisation utilisé recherche le vecteur x^* à $2.(n-1)$ composantes qui est tel qu'un critère de distance D_{glob} soit minimum. Ce critère correspond à la somme des carrés des distances entre la droite brisée et les courbes à approcher :

on recherche $x^*=[x_1, \dots, x_{n-1}, y_2, \dots, y_n]$

soit $y^*_{im}(x^*)$ la valeur à l'image im de la ligne brisée définie par x^* ;

soit $y_{im,suj}$ la valeur de la courbe à approcher à l'image im pour le sujet suj ;

le critère de distance à minimiser est :

$$D_{glob}(x^*) = \sum_{im} \sum_{suj} (y^*_{im}(x^*) - y_{im,suj})^2$$

La recherche de solution est effectuée sans contraintes (intervalle pour la solution, ordre des points, ...).

Pour chaque mouvement, on impose que le nombre de segments pour les 2 paramètres soit le même. En revanche, la recherche est effectuée de manière indépendante pour les 2 paramètres.

L'algorithme est initialisé par l'opérateur. Ce dernier détermine un vecteur x_0^* à priori en analysant les courbes. Tant que ce vecteur n'est pas incohérent avec le résultat attendu, sa valeur n'a quasiment pas d'influence sur la solution obtenue. En revanche, une initialisation incohérente peut engendrer des résultats absurdes, notamment sur les abscisses des points : ordre des points inversés, abscisses des points de rupture hors du domaine de définition des variables, etc...

Remarque : on recherche la droite brisée qui représente au mieux les réponses des sujets. Il est donc cohérent d'exprimer le critère de distance à minimiser par rapport à la réponse de chaque sujet. Ce critère de distance aurait pu être exprimé par rapport à la réponse moyenne :

$$\overline{D}_{glob}(x^*) = \sum_{im} \left(y_{im}^*(x^*) - \overline{y_{im}} \right)^2 = \sum_{im} \left(y_{im}^*(x^*) - \sum_{suj} \frac{y_{im,suj}}{n_{suj}} \right)^2$$

Les résultats sont sensiblement identiques, bien que formellement ces 2 critères soient différents.

2.4.3 Résultats de la segmentation

La technique de segmentation présentée dans le paragraphe précédent permet de représenter l'évolution des paramètres décrivant le mouvement des sujets par une ligne brisée.

La Figure 5-22 ci-dessous illustre cela pour les mouvements de la situation expérimentale 16. Il a été décidé de représenter l'évolution des paramètres par 4 segments. Les 10 mouvements des sujets peuvent alors être réduits aux 12 paramètres non italiques du Tableau 5-3 ci-dessous.

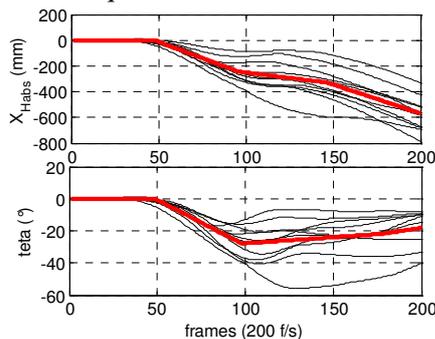


Figure 5-22 : segmentation pour la situation expérimentale 16 : réponses des sujets (noir) et représentation en ligne brisée (rouge)

	$X_{Habs} (mm)$				
temps (ms)	0.0	238	477	732	1000
$X_{Habs} (mm)$	0.0	0.0	-242.2	-327.6	-568.2
	$\theta (°)$				
temps (ms)	0.0	244	490	889	1000
$\theta (°)$	0.0	0.0	-27.8	-21.8	-18.1

Tableau 5-3 : coordonnées des points de rupture pour la situation expérimentale 16

Cette technique a été appliquée à chaque situation expérimentale. Le nombre de segments a été déterminé au cas par cas. Pour les 2 situations expérimentales où plusieurs stratégies de réponses ont été identifiées, seules les stratégies "majoritaires" ont été considérées : stratégie n°2 pour les situations expérimentales 11 et stratégie n°1 pour la situation expérimentale 12 (cf. Tableau 5-2 page 168).

Les coordonnées des points de rupture sont indiquées dans le Tableau 5-4 et le Tableau 5-5 ci-dessous. La Figure 5-23 représente cette segmentation pour les différentes situations expérimentales.

Tableau 5-4 : coordonnées des points de rupture pour les situations expérimentales de la 1^{ère} série d'essai (les paramètres en italiques sont fixés par les hypothèses de modélisation).
Les unités sont en [ms] pour l'axe x, et en [mm] ou [°] pour l'axe y.

situation exp.	paramètre	axe	coordonnées des points de rupture				
11	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	297.5	487.5	1000.0	
		y (mm)	0.0	0.0	72.7	189.7	
	θ	x (ms)	0.0	284.5	568.0	1000.0	
		y (°)	0.0	0.0	13.0	11.7	
12	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	269.0	445.5	1071.0	1350.0
		y (mm)	0.0	0.0	-92.3	-63.2	-172.6
	θ	x (ms)	0.0	265.5	494.5	771.5	1350.0
		y (°)	0.0	0.0	-23.2	-25.0	-14.3
13	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	207.5	500.0		
		y (mm)	0.0	0.0	-121.5		
	θ	x (ms)	0.0	149.0	500.0		
		y (°)	0.0	0.0	-6.6		
14	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	148.0	515.5	720.5	1100.0
		y (mm)	0.0	0.0	-226.7	-302.0	-622.1
	θ	x (ms)	0.0	123.5	478.5	667.5	1100.0
		y (°)	0.0	0.0	-15.4	-13.1	-15.3
15	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	299.0	650.0		
		y (mm)	0.0	0.0	-180.1		
	θ	x (ms)	0.0	273.0	650.0		
		y (°)	0.0	0.0	-11.9		
16	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	238.5	477.5	732.5	1000.0
		y (mm)	0.0	0.0	-242.2	-327.6	-568.2
	θ	x (ms)	0.0	243.5	490.0	888.5	1000.0
		y (°)	0.0	0.0	-27.8	-21.8	-18.1

Tableau 5-5 : coordonnées des points de rupture pour les situations expérimentales de la 2^{ième} série d'essai (les paramètres en italiques sont fixés par les hypothèses de modélisation). Les unités sont en [ms] pour l'axe x, et en [mm] ou [°] pour l'axe y.

situation exp.	paramètre	axe	coordonnées des points de rupture					
21	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	267.5	453.0	903.5	1017.5	1150.0
		y (mm)	0.0	0.0	-116.6	-55.4	-4.1	-31.8
	<i>θ</i>	x (ms)	0.0	260.5	494.0	887.5	1017.5	1150.0
		y (°)	0.0	0.0	-26.0	-25.0	-16.7	-14.0
22	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	280.5	503.0	686.5	1200.0	
		y (mm)	0.0	0.0	-103.0	-25.8	-81.4	
	<i>θ</i>	x (ms)	0.0	260.5	522.5	657.5	1200.0	
		y (°)	0.0	0.0	-20.5	-14.1	-6.7	
23	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	287.5	408.0	988.5	1150.0	
		y (mm)	0.0	0.0	-66.8	-36.8	-110.1	
	<i>θ</i>	x (ms)	0.0	273.0	463.0	747.5	1150.0	
		y (°)	0.0	0.0	-19.8	-19.9	-6.1	
24	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	337.5	492.5	750.0	1000.0	
		y (mm)	0.0	0.0	-66.2	-146.6	-568.2	
	<i>θ</i>	x (ms)	0.0	320.5	535.5	750.0	1000.0	
		y (°)	0.0	0.0	-11.4	-14.0	-18.1	
25	<i>X_{Habs}</i>	x (ms)	0.0	280.5	454.5	553.0	742.5	850.0
		y (mm)	0.0	0.0	-101.4	-82.9	-221.2	-273.0
	<i>θ</i>	x (ms)	0.0	268.0	465.5	553.0	712.5	850.0
		y (°)	0.0	0.0	-21.7	-21.2	-33.2	-32.3

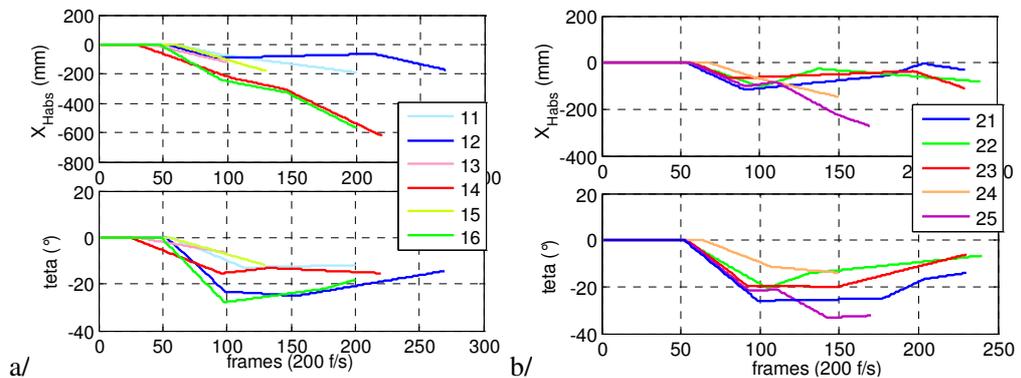


Figure 5-23 : représentation de la segmentation pour les différentes situations expérimentales. a/ 1^{ère} série d'essais; b/ 2^{ième} série d'essais.

3/ Résultats et discussion

Dans la partie précédente, nous avons détaillé les méthodes utilisées pour traiter les données issues de la reconstruction des mouvements. L'objectif était de simplifier la description des mouvements des sujets pour en permettre l'analyse.

A l'issue des différentes simplifications effectuées, la cinématique du rattrapage d'équilibre pour chaque situation expérimentale n'est plus caractérisée que par un petit nombre de paramètres : entre 4 et 16 valeurs numériques selon la complexité des mouvements (cf. Tableau 5-4 et Tableau 5-5 page 173 et 174). Une attention particulière a été accordée au fait que ces paramètres soient interprétables et aient un sens physique.

Dans cette 3^{ème} partie de chapitre, cette représentation simplifiée est utilisée pour analyser les mouvements de rattrapage d'équilibre. Dans un premier temps nous montrerons que le rattrapage d'équilibre est constitué d'une succession de phases, chaque phase correspondant à une action différente. Ensuite, nous nous intéresserons à l'influence des paramètres expérimentaux sur la cinématique du rattrapage d'équilibre. Enfin, nous verrons que la description simplifiée des mouvements des sujets permet d'obtenir des résultats encourageant pour la prédiction de la cinématique du rattrapage, bien que plus de résultats expérimentaux soient nécessaires pour construire et valider un véritable modèle prédictif.

3.1 Les phases du rattrapage d'équilibre

Le premier constat que l'on peut faire est que la réaction des sujets suite à une perturbation est toujours organisée de la même manière. C'est une succession dans le temps de phases, chaque phase correspondant à une action différente : pas de réaction, réaction automatique, pas de rattrapage, etc. Les différences de cinématiques entre les sujets proviennent de la différence de mise en œuvre de ces différentes actions.

Dans un premier temps, nous verrons ce qui nous permet d'affirmer l'existence de ces phases. Cela permettra de justifier les hypothèses de modélisation des courbes exposées dans la partie précédente. Le paragraphe suivant sera consacré à la description de ces différentes phases.

3.1.1 Le rattrapage d'équilibre est une succession de phases

Avant d'effectuer la segmentation, le tracé des courbes représentant l'évolution des 2 paramètres du modèle simplifié fait ressortir qu'elles présentent toutes des formes similaires. Pour le paramètre X_{Habs} par exemple, tous les mouvements débutent par un plateau, puis une phase de décroissance, suivi d'un nouveau plateau (cf. Figure 5-15-a page 165 par exemple). On peut donc d'ores et déjà supposer qu'il s'agit là d'une caractéristique du rattrapage d'équilibre.

De plus, la segmentation est effectuée de manière indépendante pour les 2 paramètres X_{Habs} et θ . Or les abscisses des points de rupture correspondent. Cela est illustré pour une situation expérimentale sur la Figure 5-24 ci-dessous.

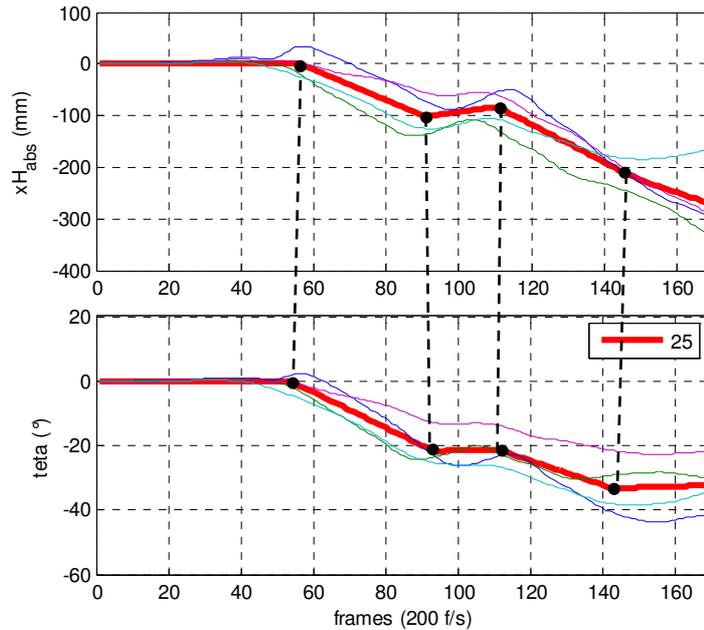


Figure 5-24 : illustration de la correspondance des points de rupture pour la situation expérimentale 25

De manière plus globale, le Tableau 5-6 ci-dessous indique la différence de temps entre les abscisses des points de rupture des différents paramètres. Ces écarts de temps sont faibles, surtout sur les premiers points de rupture. Il faut aussi rappeler qu'avant segmentation les courbes ne sont discrétisées que par un point toute les 5 ms, ce qui signifie par exemple qu'un écart moyen de 17 ms par exemple ne représente qu'une différence de 3 images.

Tableau 5-6 : différence d'abscisse (ms) des points de rupture entre le paramètre X_{Habs} et θ pour l'ensemble des situations expérimentales

	1 ^{er} point	2 ^{ième} point	3 ^{ième} point
moyenne	17	-31	69
std.	16	34	154

Pour expliquer que les ruptures sur les 2 paramètres interviennent quasiment aux mêmes instants, on peut supposer que différents types de réactions se succèdent au cours des mouvements de rattrapage d'équilibre, et que ces réactions successives se manifestent sur les paramètres décrivant le mouvement. Le rattrapage d'équilibre apparaît alors comme une succession de phases, chaque phase correspondant à une réaction caractéristique du sujet.

Ces observations sont conformes à celles de Do et al. [DO 82]. Ces auteurs ont en effet étudié le rattrapage d'équilibre de personnes lâchées en situation instable (penchées en avant). L'analyse de paramètres dynamiques (efforts plate-forme) leur a permis d'isoler différents événements caractéristiques du rattrapage, et d'en conclure que le rattrapage est organisé en une succession de phases. Il est intéressant de constater que cette succession de phases, mise en évidence par Do et al. à partir de variables dynamiques, se retrouve dans cette étude à partir d'informations purement cinématiques.

En outre, ce constat d'un découpage en phases justifie la modélisation des courbes par segmentation : chaque segment représente une de ces phases. Nous verrons de plus au paragraphe suivant que chacune de ces différentes phases peut être interprétée physiquement.

3.1.2 Les 4 phases du rattrapage

L'analyse des représentations de la segmentation pour les différentes situations expérimentales (cf. Figure 5-23 page 174) permet d'isoler 4 phases fondamentales du rattrapage d'équilibre.

⇒ *Description des phases :*

La Figure 5-26 page 178 illustre les 4 différentes phases.

- 1/ aucune réaction : durant les premiers instants suivant la mise en mouvement de la plate-forme, aucune réaction n'est observée. En l'absence de réaction, les paramètres X_{Habs} et θ restent nuls : le buste reste vertical, le bassin du sujet reste fixe dans le repère laboratoire, et se translate donc vers l'avant dans le repère lié à la plate-forme.
- 2/ flexion de hanches : le sujet commence à réagir. Il a tendance à limiter le déplacement de son bassin vers l'avant, ce qui s'accompagne d'une flexion du buste. C'est une phase d'opposition au mouvement de chute vers l'avant. Les 2 paramètres X_{Habs} et θ décroissent. Cette réaction est comparable à ce qui est décrit dans la littérature comme "stratégie de hanche" ([RUN 99], [BOT 01]), Cela permet au sujet de limiter le déplacement relatif de son Centre de Gravité par rapport à sa base de sustentation et de se préparer à effectuer un pas de rattrapage.
- 3/ pas de rattrapage : les niveaux des perturbations appliquées aux sujets dans cette étude sont importants. De fait, dans la plupart des cas, les sujets ne peuvent pas restaurer leur équilibre sans modifier leur surface d'appui. Ils effectuent donc au moins un pas de rattrapage. La troisième phase du rattrapage est caractéristique de la fin de la phase oscillante du cycle de marche classique : le sujet est en appui unipodal, et bascule autour de cet appui afin d'emmener son centre de gravité vers l'avant. Dans le même temps, le membre qui n'est pas en appui effectue un mouvement de balancier vers l'avant. Cette phase prend fin lorsque le talon finit son mouvement de balancier et rentre en contact avec le sol. Au cours de cette phase, le buste reste fléchi et le bassin du sujet se déplace vers l'avant par rapport à la plate-forme. Il s'agit d'une phase de transition, au cours de laquelle le sujet change de base de support, et non d'une phase de réaction au mouvement de chute vers l'avant. Le sujet est donc quasiment stationnaire dans le repère du laboratoire. Les 2 paramètres X_{Habs} et θ sont donc quasiment constants.
- 4/ pose du pied et rattrapage : la 4^{ième} phase débute avec le contact du talon sur le sol. Cette phase de double appui correspond à nouveau à une phase de

réaction au mouvement de chute vers l'avant. Cela s'accompagne généralement d'une flexion du buste. Lorsque le déséquilibre n'est pas trop important, cette flexion du buste n'est plus nécessaire. On peut alors observer le phénomène inverse : le sujet effectue une extension du buste pour se relever. C'est notamment le cas sur la Figure 5-25-a ci-dessous. Cette 4^{ème} phase peut s'enchaîner soit avec l'arrêt du sujet, soit de nouveau avec la 3^{ème} phase (Figure 5-25-b ci-dessous) si un pas de rattrapage supplémentaire est nécessaire.

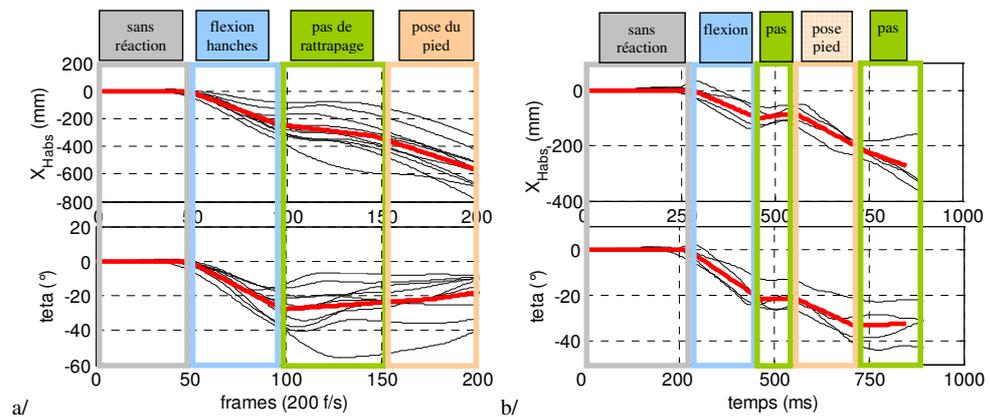


Figure 5-25 : illustration des phases du rattrapage d'équilibre pour différentes situations expérimentales. a/ situation expérimentale 16; b/ situation expérimentale 25.

La Figure 5-26 ci-dessous illustre ces différentes phases pour le mouvement reconstruit avec le modèle cinématique complet, et pour le modèle simplifié.

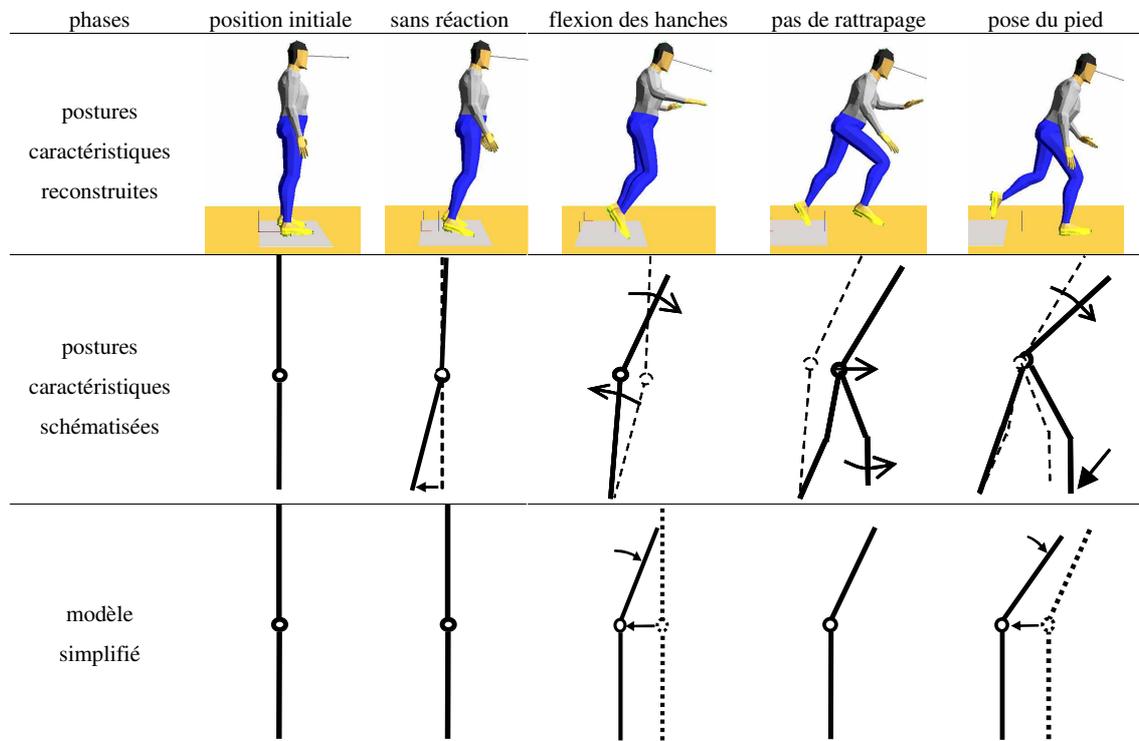


Figure 5-26 : illustration des 4 phases du rattrapage d'équilibre dans le repère laboratoire.

⇒ *Analyse temporelle des phases*

Le Tableau 5-7 ci-dessous indique la durée de la 1^{ère} phase. Ces durées sont calculées comme la moyenne des temps des 1^{ers} points de rupture des paramètres de translation et de rotation (ces paramètres sont présentés dans le Tableau 5-4 et Tableau 5-5 page 173) :

$$t_1 = \frac{t(\theta) - t(x_{Habs})}{2}$$

Une analyse rapide indique que :

- la position initiale a une influence sur la durée de la 1^{ère} phase : cette durée est équivalente en position debout sans appui ou debout tenue à une barre, mais est nettement inférieure lorsque le sujet est en appui dorsal. Cette influence de la position initiale sur la phase "inerte" du rattrapage est reprise au paragraphe 3.2.4/Influence du dispositif de maintien page 185.
- le niveau de perturbation a une légère influence sur la durée de la phase sans réaction : plus la perturbation est importante, plus cette phase sera courte.

Tableau 5-7 : durée moyenne de la première phase (ms)

Niveau de perturbation	Type de maintien	Durée de la 1 ^{ère} phase (ms)
faible	∅	291
	appui dorsal	178
	barre verticale	286
FORT	∅	267
	appui dorsal	136
	barre verticale	241

Le Tableau 5-8 ci-dessous indique les temps moyens de fin des différentes phases. Ces temps sont calculés à partir des abscisses des points de rupture, présentées dans le Tableau 5-4 et Tableau 5-5 page 173. Pour la 1^{ère} phase du rattrapage, le calcul est effectué sans tenir compte des situations expérimentales 13 et 14, afin de ne pas être perturbé par les différences de positions initiales. Pour la 2^{ème} et 3^{ème} phase, on ne considère que les points de rupture qui ne sont pas imposés par hypothèse. Cela exclue les situations 13 et 15 pour la 2^{ème} phase et 11, 13, 15 et 24 pour la 3^{ème} phase (voir Tableau 5-4 et Tableau 5-5).

Tableau 5-8 : temps de fin (moyennes et écart types) des différentes phases du rattrapage

phases	moyenne (ms)	s.d. (ms)
1	278	24
2	486	36
3	773	155

On peut remarquer que le timing des 2 premières phases est quasiment analogue pour toutes les situations expérimentales. En effet, les écarts types constatés pour la fin de la 1^{ère} et de la 2^{ème} phase sont faibles.

En revanche, pour la suite du mouvement, les écarts types deviennent importants. La durée des 3^{ème} et 4^{ème} varie donc en fonction de situations expérimentales.

⇒ *Discussion*

Le découpage du rattrapage en 4 phases distinctes est cohérent avec ce que propose Do et al. ([DO 82]).

Le rattrapage est constitué de 2 phénomènes : 1/ la réaction posturale immédiate après la perturbation; 2/ le ou les pas de rattrapage.

La réaction posturale regroupe les 2 premières phases identifiées dans cette étude : la 1^{ère} phase (aucune réaction) est identique à la 1^{ère} étape de Do et al. En revanche, ce qui a été identifié comme la 2^{ième} phase dans cette étude regroupe les étapes 2 et 3 de Do et al. ("arrêt de la chute" et "préparation du pas de rattrapage").

Les résultats de l'analyse temporelle sont aussi cohérents avec les observations faites par Do et al. Un certain nombre de différences existent mais peuvent s'expliquer en partie.

Il existe notamment un décalage temporel de l'instant d'apparition des phases entre nos observations et celles de Do et al. Ce décalage provient de la première phase, plus longue dans notre étude que dans celle de Do et al. Cela peut s'expliquer par 2 phénomènes :

- Dans cette étude, les instants d'apparition des phases ont été mesurés de manière cinématique. Il y a donc un temps de latence entre le début d'un phénomène dynamique et l'apparition d'un effet observable sur la cinématique. Cela se retrouve si l'on compare les temps de réaction mesurés en dynamique au 0 avec la durée de la première phase mesurée ici à partir des variables cinématiques (cf. Tableau 5-9 ci-dessous).
- Dans notre étude, le temps est mesuré par rapport au début de la perturbation. A cet instant, les sujets sont encore en équilibre. Pour Do et al. le temps est mesuré par rapport à l'instant où sont lâchés les sujets. Ils sont alors déjà en situation de déséquilibre vers l'avant.

La position initiale des sujets a une influence importante sur la durée de la 1^{ère} phase. Cela s'explique essentiellement par le fait qu'elle modifie complètement la cinématique du début du rattrapage, comme cela sera indiqué au paragraphe 3.2.4/Influence du dispositif de maintien page 185.

Cependant, si l'on exclut cette l'influence de la position initiale, la durée des 2 premières phases apparaît quasiment constante. Cela correspond aux résultats de Do et al. En outre, il semblerait que l'augmentation du niveau de perturbation engendre une légère diminution de la durée de la 1^{ère} phase, comme c'est le cas pour les temps de réaction des sujets.

Tableau 5-9 : moyenne et écart type du début de la réaction automatique selon l'étude ou la méthode utilisée.

	moyenne (ms)	s.d. (ms)
fin de la première phase (DO et al.)	90	12
temps de réaction (dynamique; cf. Tableau 3-15 page 88) (*)	126	34
fin de la 1 ^{ère} phase (cinématique; cf. Tableau 5-8) (*)	278	24

(*) : sans tenir compte des situations expérimentales 13 et 14

3.1.3 bilan : l'organisation du rattrapage d'équilibre

Malgré ces incertitudes, il est possible de résumer le rattrapage d'équilibre de la façon suivante :

- Pendant la première demi seconde du rattrapage, le schéma de réponse est identique quelle que soit la situation expérimentale : les phases 1 et 2 sont systématiquement présentes dans la réaction, avec un timing quasi-invariant. Les différences de cinématique proviennent uniquement de différences dans l'amplitude de ces réponses. Cela correspond aux observations de Do et al. [DO 82], [DO 99]. Cette partie du rattrapage correspond donc à une réaction automatique des sujets. Cette phase du rattrapage peut donc aussi être vue comme l'ajustement postural nécessaire pour pouvoir débiter un pas de rattrapage, comme le suggèrent DO et al. [DO 82].
- Après cette première demi seconde, la suite du mouvement est une succession de pas de rattrapage, jusqu'à ce que le sujet ait restauré son équilibre. Le nombre de pas, et donc de phases, varie en fonction du niveau de déséquilibre. Cela explique pourquoi, lors de l'étape de segmentation, le choix du nombre de phases à détecter dans un mouvement est laissé à l'opérateur, et n'est pas identique pour toutes les situations expérimentales.

3.2 Influence des paramètres

La comparaison des cinématiques observées dans différentes situations expérimentales permet de mettre en évidence l'influence des paramètres expérimentaux sur le rattrapage d'équilibre.

L'analyse de l'influence de ces paramètres est facilitée par l'utilisation de la représentation simplifiée des mouvements : simplicité de la représentation (peu de paramètres mis en jeu) et paramètres physiquement interprétables (cf. 3.1/ Les phases du rattrapage d'équilibre).

L'influence des paramètres expérimentaux sur le rattrapage d'équilibre sera décrite dans cette sous-partie. Il s'agit dans un premier temps d'une analyse descriptive. Nous aborderons la question de la quantification de cette influence dans la sous-partie suivante (cf. 3.3/ Vers un modèle prédictif page 187).

3.2.1 Influence de la série d'essais

L'influence de la série d'essais peut être observée en comparant les résultats des situations expérimentales 12 et 21. En effet, les conditions d'essai de la situation 21 sont les mêmes que celles de la situation 12 (sujet debout sans dispositif de maintien, niveau de perturbation FORT et pas de contraintes), et seule la série d'essai est différente : 1^{ère} série d'essais pour la situation 12 et 2^{ème} série pour la situation 21. La situation 21 a donc été testée 6 mois plus tard, et sur seulement 4 sujets parmi les 10 ayant participé à la 1^{ère} série.

La Figure 5-27 ci-dessous représente les réponses simplifiées de sujets pour ces 2 situations. Pour la situation 12, seule la stratégie majoritaire a été considérée (cf. 2.4.3/Résultats de la segmentation page 172).

Il apparaît que les réponses des sujets sont quasiment identiques d'une série à l'autre. La seule différence remarquable se situe vers la fin du mouvement : le paramètre

X_{Habs} est plus important (en valeur absolue) pour la 1^{ère} série d'essais. Cela signifie que lors des phases qui représentent les pas de rattrapage, les sujets s'opposent moins au mouvement de chute vers l'avant lors de la 2^{ème} série que lors de la 1^{ère}. On peut supposer un effet d'habitude : les sujets, ayant déjà vécu la 1^{ère} série d'essais, sont moins inquiets quant au fait qu'ils puissent rattraper leur équilibre. Cela signifierait que les sujets ne modifient pas leur stratégie de réponse, mais la mettent en oeuvre de manière différente. Il faudrait cependant plus de données expérimentales pour approfondir ce point.

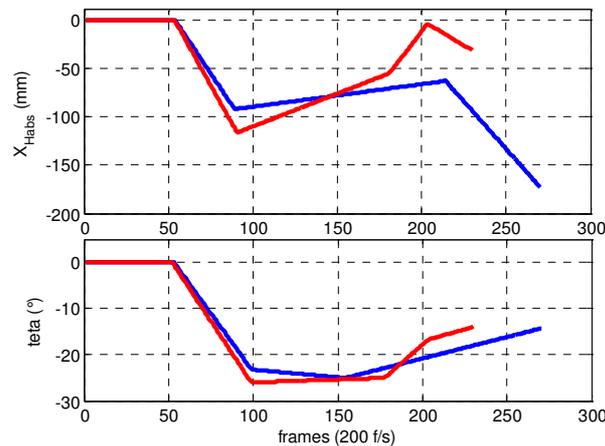


Figure 5-27 : représentation simplifiée des réponses des sujets aux situations expérimentales 12 (bleu) et 21 (rouge)

3.2.2 Influence du niveau de perturbation

Pour observer l'influence du niveau de perturbation, les réponses de sujets aux situations expérimentales 11, 12 et 22 sont tracées sur la Figure 5-28 ci-dessous. Pour ces essais, les sujets sont debout sans appuis, et aucune contrainte n'est appliquée sur le rattrapage. Seul le niveau de perturbation est différent : faible (situation 11), Intermédiaire (situation 22) ou FORT (situation 12).

Pour les situations 11 et 12, seules les stratégies majoritaires ont été considérées (cf. 2.4.3/Résultats de la segmentation page 172). Les résultats de la situation 22 doivent être considérés avec précaution car ils ne prennent en compte les réponses que de 2 sujets (cf. 2.3.4/ Bilan : les différentes stratégies identifiées page 168).

La 1^{ère} phase du rattrapage (sans réaction) est identique pour tous les niveaux de perturbations. La durée de cette phase apparaît légèrement plus courte lorsque le niveau de perturbation augmente. Cela est cohérent avec les résultats observés sur les temps de réactions des sujets (cf. Tableau 3-15 page 88). Cependant, si l'on considère la cinématique globale du rattrapage, cette influence apparaît quasiment négligeable.

La réponse des sujets au cours de la 2^{ème} phase du rattrapage est quant à elle directement fonction du niveau de perturbation. Pour les 2 paramètres, la pente de la droite augmente en valeur absolue avec le niveau de perturbation. Cela signifie que plus la perturbation est importante, plus la réponse "de hanches" des sujets est importante.

La suite du mouvement, au cours de laquelle le sujet se rattrape en marchant, est plus délicate à interpréter, notamment pour la perturbation Intermédiaire. En effet, outre les précautions nécessaires du fait du faible nombre de sujets pris en compte, il a été vu au paragraphe précédent que les performances des sujets semblaient moins importantes en fin de mouvement pour les essais de la 2^{ème} série. De plus, comme cela a été montré (cf. Remarque 2 page 158), il est délicat de comparer les réponses des sujets à l'aide du paramètre de translation absolue lorsque le niveau de perturbation entre ces essais n'est pas équivalent.

Avant de s'intéresser à la position du sujet par rapport à son environnement (paramètre X_H), on peut tout de même constater que l'opposition au mouvement vers l'avant est plus marquée lorsque le niveau de perturbation est faible : sur la Figure 5-28, le paramètre X_{Habs} décroît plus rapidement à faible niveau de perturbation qu'à FORT niveau de perturbation. On peut relier cela à la capacité du sujet à résister à la perturbation.

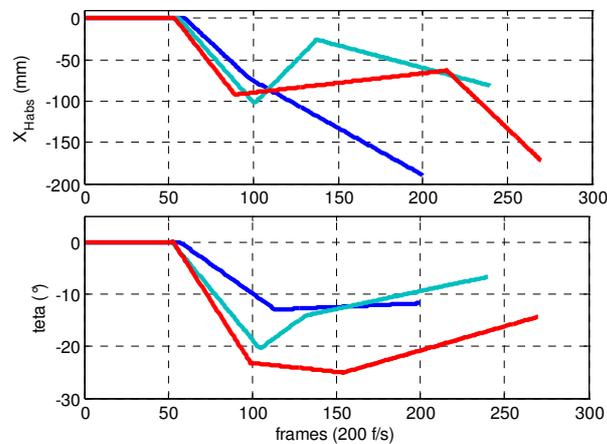


Figure 5-28 : représentation simplifiée des réponses des sujets aux situations expérimentales 11 (bleu, perturbation faible), 22 (turquoise, perturbation Intermédiaire), et 12 (rouge, perturbation FORTE)

Pour pouvoir interpréter physiquement l'influence du niveau de perturbation sur le rattrapage d'équilibre, il est intéressant de s'intéresser au déplacement du sujet par rapport à son environnement, comme cela a été indiqué Remarque 2 page 158.

Pour les 3 situations expérimentales, X_H est calculé à partir des résultats de la segmentation faite sur le paramètre X_{Habs} , auxquels on soustrait la translation moyenne de la plate-forme :

$$X_H = X_{Habs} - \overline{X_{PF}}$$

Les résultats sont tracés sur la Figure 5-29 ci-dessous. Il apparaît clairement que plus la perturbation est importante, plus le déplacement du sujet est important. Le risque de choc secondaire est donc bien évidemment plus important à FORT niveau de perturbation. La flexion du buste augmentant elle aussi avec le niveau de perturbation, les vitesses d'impact de la tête en cas de choc seront, elles aussi, plus importantes à FORT niveau de perturbation. Cela sera illustré sur la Figure 5-40 page 192.

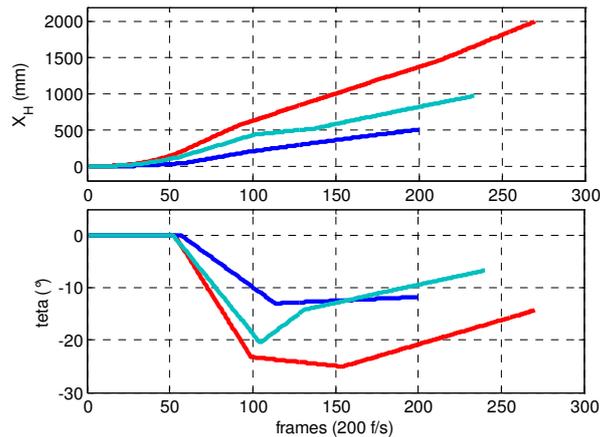


Figure 5-29 : représentation simplifiée dans le repère lié à la plate-forme des réponses des sujets aux situations expérimentales 11 (bleu, perturbation faible), 22 (turquoise, perturbation Intermédiaire), et 12 (rouge, perturbation FORTE)

3.2.3 Influence des contraintes

La comparaison des situations expérimentales 11 et 24 permet de mettre en évidence l'influence d'une contrainte de distance maximum pour le rattrapage d'équilibre à faible niveau de perturbation (cf. Figure 5-30 ci-dessous). Les situations expérimentales 12 et 23 permettent de faire de même à FORT niveau de perturbation, et de voir ainsi si le niveau de perturbation et la contrainte de distance ont des effets combinés (cf. Figure 5-31 ci-dessous). Enfin, la comparaison des résultats pour les situations 12 et 25 fait ressortir l'influence de l'entrave au mouvement des bras à FORT niveau de perturbation (cf. Figure 5-31).

⇒ *Contrainte de distance*

L'influence d'une contrainte de distance maximum pour le rattrapage est différente selon le niveau de perturbation.

En effet, à faible niveau de perturbation, les réponses des sujets sont quasiment identiques avec ou sans contrainte de distance, comme l'illustre la Figure 5-30. Ceci est cohérent car la stratégie majoritaire considérée pour la situation 11 correspond au mouvements des sujets ayant naturellement cherché à se rattraper au plus vite (cf. 2.3.3/ Exemple : détermination des stratégies pour la situation expérimentale 11 page 165, et plus particulièrement la description de ces 2 stratégies page 168).

En revanche, à FORT niveau de perturbation, la présence d'une contrainte de distance modifie la réaction des sujets, comme l'indique la Figure 5-31. Les 2 premières phases du rattrapage sont identiques, mais la présence d'une contrainte de distance incite les sujets à effectuer un pas de rattrapage beaucoup plus court. De plus, une fois le talon en contact avec le sol, les sujets doivent fléchir le buste de manière beaucoup plus importante pour s'arrêter et ne pas franchir la limite imposée.

⇒ *entrave au mouvement des bras*

Le fait de limiter le mouvement des bras n'a pas une grande influence sur le mouvement de rattrapage d'équilibre. La principale différence se situe sur la durée de la 2^{ème} phase du rattrapage : le sujet se met à marcher plus tôt.

L'une des hypothèses pour expliquer cela vient du fait que les bras ne peuvent plus jouer leur rôle naturel de balancier. Le sujet est donc moins apte à rétablir son équilibre dans des situations critiques. Il cherche donc à éviter les positions où l'équilibre est fortement perturbé, comme lorsque la flexion du buste est importante. En l'absence de contraintes sur la distance du rattrapage, le sujet préfère donc marcher plutôt que de fléchir le buste.

Pour voir si l'entrave au mouvement des bras limite les capacités de rattrapage des sujets, il serait donc intéressant d'appliquer en plus une contrainte sur la distance du rattrapage.

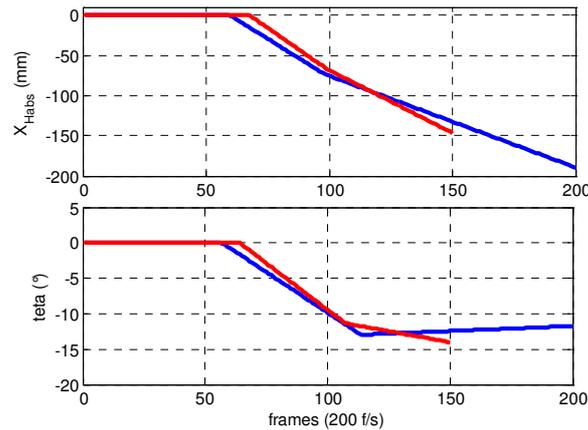


Figure 5-30 : représentation simplifiée des réponses des sujets aux situations expérimentales 11 (bleu, perturbation faible, pas de contrainte) et 24 (rouge, perturbation faible, contrainte de distance)

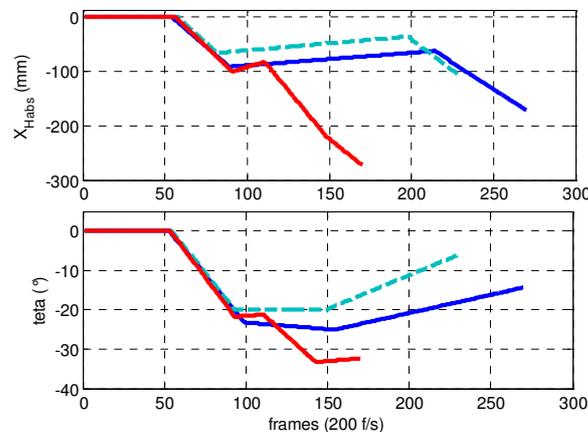


Figure 5-31 : représentation simplifiée des réponses des sujets aux situations expérimentales 12 (bleu, perturbation FORTE, pas de contrainte), 23 (turquoise, perturbation FORTE, entrave au mouvement des bras) et 25 (rouge, perturbation FORTE, contrainte de distance)

3.2.4 Influence du dispositif de maintien

Les représentations simplifiées des mouvements des sujets pour les situations expérimentales de la 1^{ère} série d'essai permettent de mettre en évidence l'influence des dispositifs de maintien à faible et FORT niveau de perturbation. Cela est illustré sur la Figure 5-33 et la Figure 5-34 ci-dessous.

L'influence des dispositifs de maintien est sensiblement la même quel que soit le niveau de perturbation. Elle est cependant mieux mise en valeur à FORT niveau de perturbation. Dans les 2 cas, on retrouve le fait que les 2 dispositifs de maintien testés agissent de 2 manières différentes sur le rattrapage d'équilibre (cf. Chapitre 3 5/ Conclusion page 94).

L'utilisation d'un appui dorsal raccourcit de manière significative la durée de la 1^{ère} phase du rattrapage. Ceci est lié au fait que l'appui dorsal modifie la position initiale des sujets. La cinématique due aux effets inertiels lors de la phase inerte du rattrapage n'est donc plus la même (cf. Figure 5-32 ci-dessous). L'angle formé par les jambes limite l'avancé du bassin et engendre de fait une flexion du buste plus importante. La suite du rattrapage n'est pas directement influencée par l'appui dorsal. Les différences visibles sont des conséquences de cette 1^{ère} phase.

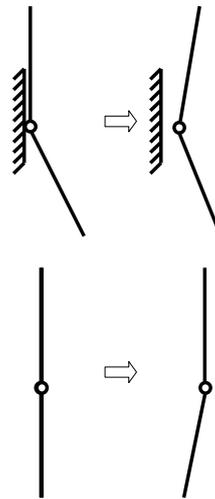


Figure 5-32 : postures schématiques du sujet avant la mise en mouvement de la plateforme et au cours de la phase inerte du rattrapage, avec ou sans appui dorsal

A l'inverse, la barre verticale ne modifie pas le début du mouvement (1^{ère} phase). Par la suite, elle permet en revanche une opposition plus forte au mouvement vers l'avant, sans pour autant que la flexion du buste soit modifiée. On retrouve donc la fonction de la barre verticale, qui est de faciliter le rattrapage, une fois que le déséquilibre est induit.

Enfin, on peut s'intéresser à la manière dont ces 2 dispositifs limitent le mouvement de chute vers l'avant. Cela est représenté par le paramètre X_{Habs} . A faible niveau de perturbation, le sujet ne se déplace que très peu. Le siège limite cependant légèrement plus le mouvement de chute que la barre verticale. En revanche, à FORT niveau de perturbation, bien que les 2 dispositifs agissent de 2 manières différentes, le déplacement du sujet est au bilan sensiblement équivalent. Une influence similaire des dispositifs de maintien a été montrée sur les sensations de déséquilibre exprimées par les sujets (cf. Chapitre 3 3.3.2/Influence des dispositifs de maintien page 81).

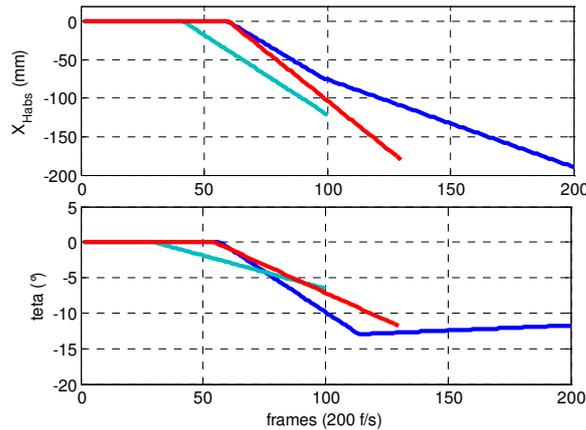


Figure 5-33 : représentation simplifiée des réponses des sujets aux situations expérimentales 11 (bleu, perturbation faible, sans appui), 13 (turquoise, perturbation faible, appui dorsal) et 15 (rouge, perturbation faible, barre verticale)

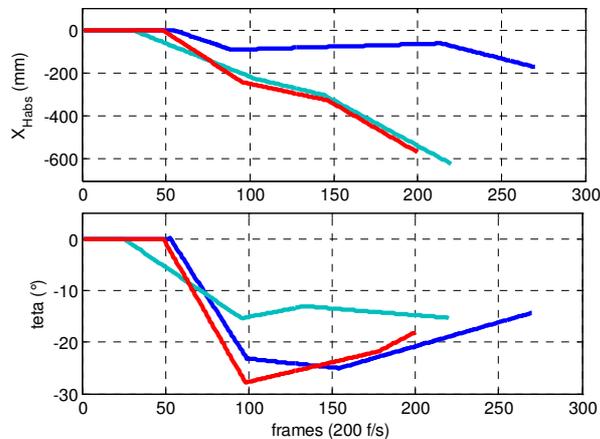


Figure 5-34 : représentation simplifiée des réponses des sujets aux situations expérimentales 12 (bleu, perturbation FORTE, sans appui), 14 (turquoise, perturbation FORTE, appui dorsal) et 16 (rouge, perturbation FORTE, barre verticale)

3.3 Vers un modèle prédictif

Dans la 2^{ème} partie de ce chapitre, nous avons décrit la manière dont la représentation de la cinématique du rattrapage d'équilibre a été simplifiée. Suite à cela, un nombre restreint de paramètres (moins de 16 valeurs numériques) permet de caractériser complètement les réponses des sujets pour chaque situation expérimentale.

Cette représentation simplifiée nous a permis notamment de mettre en évidence les différentes phases du rattrapage d'équilibre. Dans la sous-partie précédente, nous avons aussi utilisé cette représentation simplifiée pour une analyse qualitative de l'influence des paramètres expérimentaux sur le rattrapage d'équilibre.

Dans cette sous-partie nous nous intéressons au fait que cette représentation simplifiée permet de quantifier l'influence des paramètres expérimentaux sur la cinématique du rattrapage. Le but étant de pouvoir prédire la cinématique du rattrapage en fonction des paramètres expérimentaux.

3.3.1 Difficultés de validation d'un modèle prédictif

La quantification de l'influence des paramètres expérimentaux rend possible la construction d'un modèle prédictif de la cinématique du rattrapage d'équilibre. En revanche, la difficulté réside dans la validation d'un tel modèle.

En effet, il existe plusieurs méthodes de validation d'un modèle de prédiction élaboré à partir d'un échantillon de données : validation externe, validation croisée, validation temporelle, etc. Cependant le principe est toujours le même : comparer les prédictions du modèle aux résultats observés dans les mêmes situations. Cela signifie que parmi la population de données obtenues dans des configurations différentes, seule une partie peut être utilisée pour construire le modèle de prédiction. L'autre partie va être utilisée pour comparer les prédictions du modèle.

Dans cette étude, nous n'avons pu tester que peu de modalités pour chaque paramètre expérimental. Or le modèle le plus simple (linéaire) pour considérer l'influence d'un paramètre nécessite la connaissance d'au moins 2 modalités. Une troisième est donc nécessaire pour vérifier la pertinence de ce modèle (l'hypothèse de linéarité). Parmi les paramètres expérimentaux, seul le niveau d'accélération a été testé pour 3 modalités différentes.

Ainsi, à partir des données expérimentales recueillies, et des simplifications effectuées dessus, il serait théoriquement possible de construire un modèle prédictif de la cinématique du rattrapage. Cependant, la pertinence d'un tel modèle ne pourrait pas être vérifiée. Il n'aurait donc aucune valeur. Néanmoins, pour illustrer la faisabilité de la méthode, nous avons cherché à l'appliquer sur un seul paramètre : le niveau d'accélération.

3.3.2 Exemple : simulation du mouvement réalisé pour la situation expérimentale 22

La situation pour laquelle le sujet est debout sans appuis et où aucune contrainte n'est appliquée au rattrapage a été testée pour 3 niveaux d'accélération différents : faible, Intermédiaire et FORT (respectivement pour les situations expérimentales 11, 22 et 12). Ainsi, à partir des 2 situations extrêmes, il est possible d'estimer la cinématique simplifiée des sujets pour la situation intermédiaire. La comparaison des résultats prédits et mesurés pour cette situation Intermédiaire fournit une idée de la pertinence de la méthode.

⇒ *Méthode*

Dans ce cas, il s'agit d'estimer l'influence d'un paramètre à partir des résultats de 2 modalités extrêmes de ce paramètre. La méthode la plus simple et la plus évidente est donc l'interpolation linéaire.

Le paramètre variant est ici le niveau de perturbation. Comme tous les profils d'accélération ont la même forme, le niveau de perturbation peut être caractérisé par la valeur d'accélération maximum du profil. Ces valeurs d'accélération maximum sont rappelées dans le Tableau 5-10 ci-dessous. La situation expérimentale 22 correspond donc à un niveau d'accélération médian entre les 2 situations expérimentales extrêmes 11 et 22.

Tableau 5-10 : accélération maximum pour les 3 niveaux de perturbation

niveau de perturbation	γ_{\max} (m/s ²)
faible	2
Intermédiaire	6
FORT	10

La cinématique du rattrapage est caractérisée par les coordonnées des points de rupture des lignes brisées représentant l'évolution des 2 paramètres du modèle simplifié. C'est donc sur ces données quantitatives que l'on va réaliser l'interpolation linéaire.

La cinématique simplifiée du rattrapage pour la perturbation Intermédiaire est donc directement estimée à partir des points milieu entre les points de rupture des perturbations faible et FORTE. Le résultat est illustré sur la Figure 5-35 ci-dessous.

Le nombre de segments, et donc de points de rupture, diffère selon les situations expérimentales. Ceci est dû au fait que chaque segment correspond à une phase physique du rattrapage d'équilibre, tel qu'un pas de rattrapage (cf. page 181 le dernier paragraphe de la sous-partie 3.1/Les phases du rattrapage d'équilibre). Ainsi, la situation 11 est caractérisée par seulement 3 segments, tandis que 4 segments sont utilisés pour représenter la situation 12. Pour palier simplement ce problème nous n'avons simplement considéré que les trois premiers segments de la situation 12.

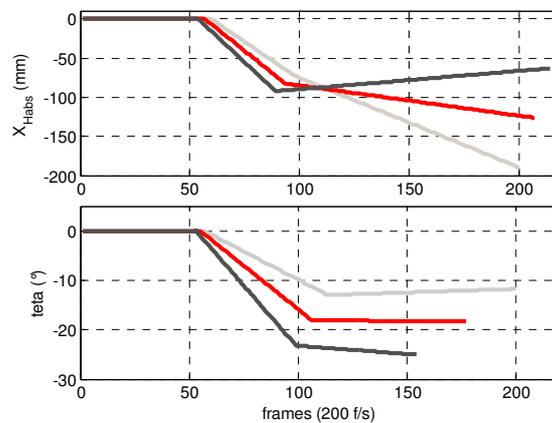


Figure 5-35 : représentation simplifiée de la cinématique du rattrapage estimée pour la situation 22 (perturbation Intermédiaire, rouge) à partir des situations 11 (perturbation faible, gris clair) et 12 (perturbation FORTE, gris foncé).

Pour apprécier la qualité de cette estimation, les résultats sont comparés aux mouvements reconstruits à partir des données expérimentales. La comparaison se fait sur la position du sujet, mais aussi sur les conditions d'un éventuel impact secondaire de la tête contre l'environnement du sujet (cf. 2.2.1/ Réduction du nombre de ddl page 152). On s'intéresse donc à la position et à la vitesse du Centre de Gravité (COG) de la tête par rapport à l'environnement, exprimés dans le repère plate-forme.

Le calcul des vitesses du COG de la tête est effectué à partir des représentations par des lignes brisées des 2 paramètres du modèle simplifié (cf. page 155) :

$$V_{\text{tête}}(t) = \sqrt{\left(\frac{\partial X_{\text{tête}}(t)}{\partial t}\right)^2 + \left(\frac{\partial Z_{\text{tête}}(t)}{\partial t}\right)^2}$$

La représentation en lignes brisées n'étant continue qu'au 1^{er} ordre, la dérivation fait apparaître des "sauts" (discontinuités d'ordre 0) sur les vitesses calculées. Pour limiter ce problème, la courbe est filtrée à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 2 sans déphasage. L'analyse du contenu fréquentiel des vitesses tête obtenues à partir des données expérimentales permet de fixer la fréquence de coupure à 5 Hz. Lors du filtrage, des problèmes de discontinuité apparaissent en bordure de signal. Pour y remédier, on rajoute au signal de référence son symétrique par rapport à son dernier point (cf. Figure 5-37 ci-dessous). Le filtre est appliqué à l'ensemble des 2 signaux. On ne conserve ensuite que la 1^{ère} moitié du résultat, correspondant au signal de référence. Ceci permet de lisser les discontinuités de la courbe de vitesse calculée à partir de la représentation en lignes brisées, comme cela est illustré sur la Figure 5-36 ci-dessous.

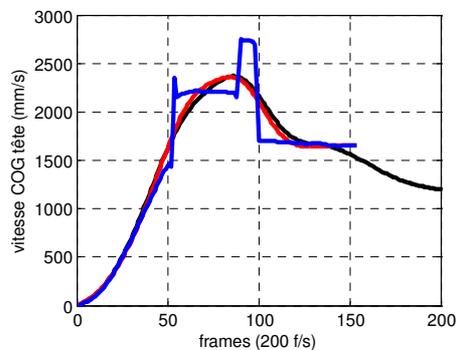


Figure 5-36 : comparaison de vitesses du COG de la tête : calculée à partir de données mesurées (noir), estimée non filtrée (bleu), estimée et filtrée (rouge).

⇒ Résultats

Comme cela a été montré précédemment (cf. 3.2.1/ Influence de la série d'essais et 3.2.2/ Influence du niveau de perturbation page 181 et 182), les résultats de la situation expérimentale 22 doivent être considérés avec précaution : seuls les mouvements de 2 sujets sont exploitables, et un biais lié à la série d'essai semble influencer la fin du mouvement.

La variable de translation relative (X_{Habs}) fait ressortir ces problèmes, notamment sur la fin du mouvement. En revanche, si l'on s'intéresse au mouvement du sujet par rapport à son environnement, on se rend compte que le mouvement "prédit" est globalement fidèle au mouvement reconstruit. Cela est illustré sur la Figure 5-38 ci-dessous où le mouvement interpolé des 2 segments du modèle simplifié a été superposé au mouvement d'un sujet (SN) reconstruit à partir des données expérimentales.

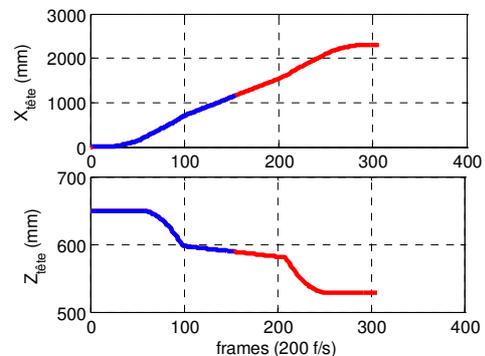


Figure 5-37 : signal de référence (bleu) et son symétrique (rouge) ajouté pour palier aux problèmes de discontinuités.

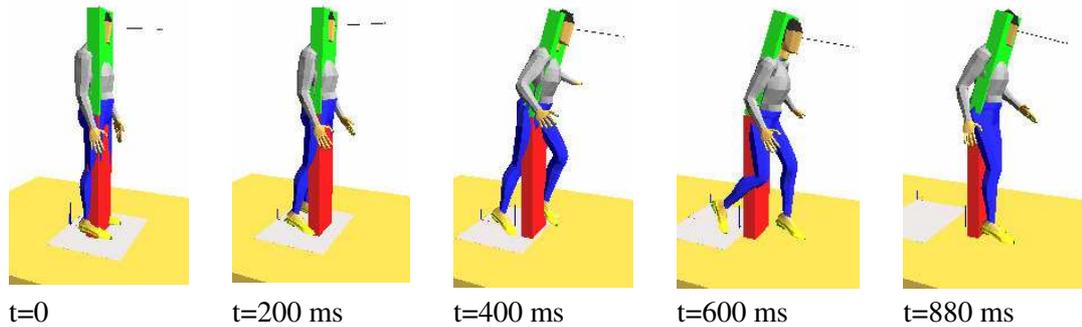


Figure 5-38 : comparaison du mouvement reconstruit (mannequin) et du mouvement prédit (modèle simplifié 2 ddl) pour la situation expérimentale 22

On s'assure ainsi de la cohérence du mouvement interpolé. Concernant la détection des risques de collision entre la tête du sujet et l'environnement, la comparaison de l'évolution des positions du centre de gravité de la tête dans le repère plate-forme est illustrée sur la Figure 5-39 ci-dessous. L'erreur maximale reste inférieure à 25 mm selon l'axe longitudinal et inférieure à 20 mm selon l'axe verticale. La distance maximum entre les positions interpolées et reconstruites du centre de gravité de la tête est inférieure à 25 mm. Si l'on rapporte cet écart à la distance parcourue par le centre de gravité reconstruit de la tête, l'erreur relative est alors de 12%. Ainsi, cette simple méthode d'interpolation permet de représenter de manière satisfaisante la position de la tête des sujets au cours du rattrapage d'équilibre.

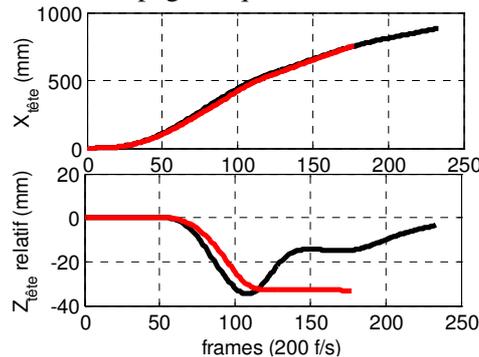


Figure 5-39 : évolution de la position du centre de gravité de la tête dans le repère plate-forme pour la situation expérimentale 22 : position interpolé (rouge) et position moyenne reconstruite (noir).

La détection des risques de collision de la tête avec l'environnement des sujets sera donc relativement fiable. Concernant la vitesse d'impact, la Figure 5-40 ci-dessous montre que les vitesses absolues du centre de gravité de la tête calculées à partir des positions reconstruites et interpolées sont similaires. L'erreur relative moyenne est de 6% et reste inférieure à 20%. Les conditions d'impact sont donc correctement estimées.

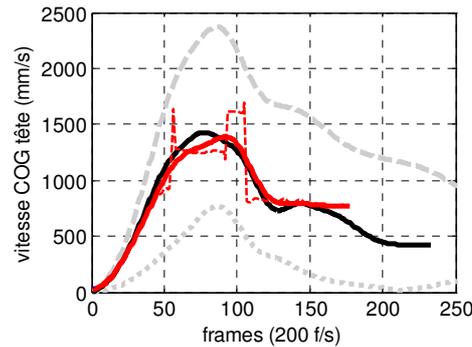


Figure 5-40 : vitesse absolue du centre de gravité de la tête pour la situation expérimentale 22 : interpolée non filtrée (rouge pointillée), interpolée filtrée (rouge) et issue du mouvement moyen reconstruit. Les courbes grises représentent les vitesses reconstruites moyennes pour les situations expérimentales 11 (pointillés) et 22 (tirets).

3.3.3 Conclusion

Malgré le nombre relativement faible de données expérimentales qui nous empêche de fournir un modèle prédictif, nous avons montré sur un exemple qu'il était possible d'estimer de manière satisfaisante la cinématique du rattrapage d'équilibre dans une situation donnée. Pour cela, une simple interpolation linéaire entre les résultats expérimentaux obtenus dans 2 situations extrêmes est effectuée sur les paramètres de la représentation simplifiée de la cinématique.

Dans l'exemple développé, la cinématique simplifiée du rattrapage d'équilibre pour une perturbation Intermédiaire (situation expérimentale 22) a été estimée à partir des cinématiques des sujets, mesurées pour des perturbations faible (situation expérimentale 11) et FORTE (situation expérimentale 12). Les résultats indiquent que le mouvement global est cohérent et surtout que les conditions d'un éventuel impact entre la tête du sujet et l'environnement sont correctement reproduites.

4/ Conclusion

Suite à l'étape de reconstruction des mouvements décrite au chapitre précédent, la cinématique du rattrapage est caractérisée de manière quantitative par l'évolution temporelle des 40 degrés de libertés (ddl) du modèle cinématique retenu. A partir de cette description quantitative, l'objectif de ce chapitre est de mener une première série d'analyses sur la cinématique du rattrapage d'équilibre

Le premier objectif consiste à représenter cette cinématique de manière plus synthétique. Cela a été effectué en 3 étapes successives :

- Le modèle cinématique complet a été réduit à un modèle plan à 2 ddl : la translation du bassin et la flexion du buste. Cette simplification à l'extrême permet tout de même de représenter fidèlement la cinématique de la tête des sujets, qui est le segment le plus important en terme de blessures. En outre, le fait d'exprimer la translation par rapport au repère laboratoire fixe permet de faire ressortir l'opposition active des sujets à leur chute en avant.
- Pour chaque situation expérimentale, les réponses des sujets ont été regroupées en stratégies à l'aide de méthodes statistiques.
- L'évolution temporelle des 2 paramètres du modèle cinématique simplifié a été représentée par une ligne brisée. Les coordonnées des points de rupture de cette ligne sont déterminées par optimisation.

A l'issue des ces traitements, la cinématique du rattrapage d'équilibre pour chaque situation expérimentale n'est plus caractérisée que par un petit nombre de paramètres : entre 4 et 16 valeurs numériques selon la complexité des mouvements. L'intérêt est que ces paramètres sont physiquement interprétables.

A l'aide de cette représentation synthétique, différentes analyses peuvent alors être menées. Nous avons ainsi pu montrer que le rattrapage est une succession de 4 phases fondamentales. Cette décomposition de la cinématique est cohérente avec les observations dynamiques de la littérature, et justifie l'utilisation de lignes brisées pour représenter l'évolution des paramètres.

L'influence des paramètres de l'expérience a aussi été étudiée. On retrouve par exemple le fait que les 2 dispositifs de maintien testés agissent de 2 manières différentes sur le rattrapage d'équilibre, comme cela avait été déduit de l'analyse des questionnaires remplis par les sujets à l'issue des essais (cf. conclusion du chapitre 3 page 94). Il apparaît aussi par exemple que l'environnement (présence d'un obstacle) a une influence non négligeable sur la cinématique des sujets.

Enfin, nous avons montré sur un exemple qu'il était possible d'estimer la cinématique du rattrapage d'équilibre dans une situation donnée. Les résultats obtenus sur un exemple à l'aide d'une simple interpolation sont encourageants. Plus de données expérimentales seront nécessaires pour pouvoir valider cette technique dans d'autres situations.

Chapitre 6 -

Calcul des efforts intersegmentaires

1/ Introduction	196
2/ Choix de la méthode de calcul	198
2.1 Position du problème	198
2.2 Approche récursive ou approche globale	199
2.3 Choix du formalisme utilisé	204
2.4 Application au corps humain	208
3/ 1^{ère} étape : la mise en œuvre classique n'est pas satisfaisante	214
3.1 Mise en œuvre classique	214
3.2 Des résultats cohérents mais peu satisfaisants	219
3.3 Recherche des points à améliorer : analyse de sensibilité	221
4/ 2^{ème} étape : améliorations	224
4.1 Détermination des propriétés inertielles	224
4.2 Dérivation des données cinématiques	230
4.3 Résultats	239
5/ 3^{ème} étape : traitement du bruit	243
5.1 Position du problème	243
5.2 Recherche de l'origine du bruit	244
5.3 Un traitement adapté permet d'obtenir des résultats cohérents	250
6/ Les résultats sont ils exploitables ?	254
6.1 Comparaison avec les données de la littérature	254
6.2 Facteur discriminant pour les stratégies cinématiques de rattrapage	258
6.3 Les résultats ne sont pas valides pour la dynamique directe	259
7/ Conclusion	263

1/ Introduction

Dans les chapitres précédents, nous avons décrit comment les données cinématiques de l'expérience ont été traitées (reconstruction des mouvements), puis analysées (analyse cinématique).

Ce chapitre aborde l'aspect dynamique du rattrapage d'équilibre. L'objectif est d'estimer les forces et moments agissants dans les articulations au cours des mouvements de rattrapage d'équilibre. Ces informations ne sont pas mesurables sur des sujets vivants. Il est donc nécessaire de les calculer à partir de la cinématique du mouvement et des efforts de contact. Ce processus est appelé dynamique inverse, par opposition à la dynamique directe (cf. Figure 6-1 ci-dessous).

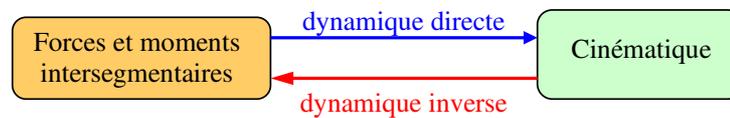


Figure 6-1 : dynamique inverse et dynamique directe

L'intérêt de calculer ces efforts est double. D'une part, cela permet d'analyser les phénomènes du rattrapage d'équilibre d'un point de vue dynamique. D'autre part, ces données seront nécessaires pour la mise au point d'un outil de simulation du rattrapage d'équilibre. En effet, comme cela a été décrit dans l'introduction de ce document, l'approche la plus classique consiste à concevoir un contrôleur, pilotant en boucle fermée un modèle dynamique du corps humain (cf. Chapitre 1 4.1/ Comment traiter le problème du passager debout page 39). Dans cette optique, il est indispensable de renseigner ce contrôleur à partir de données dynamiques issues de l'expérience.

La précision attendue des résultats du calcul de dynamique inverse est un point crucial pour le choix de la méthode de calcul. Dans cette étude, il faut que les ordres de grandeur et les évolutions des efforts calculés soient cohérents pour renseigner correctement un éventuel contrôleur. En outre, les résultats doivent être suffisamment précis pour rendre compte des principaux phénomènes du rattrapage d'équilibre, notamment pour différencier les différentes stratégies de rattrapage mises en évidence à partir de la cinématique des sujets (cf. Chapitre 5 2.3/ Regroupement des mouvements en stratégies page 158). La génération d'une cinématique cohérente à partir des résultats de la dynamique inverse n'est pas un objectif de cette étude.

Pour cette étude, nous avons choisi de nous limiter au calcul des efforts articulaires, sans rechercher à remonter aux efforts musculaires. Cette information, bien qu'intéressante, est relativement complexe à calculer et sensible à la précision des mesures. A ce stade de l'étude, et étant donnée la complexité du système étudié (corps complet), cela semble prématuré.

En revanche, nous avons choisi de travailler avec modèle 3D complet du corps humain, à l'image du modèle cinématique utilisé pour la reconstruction du

mouvement. D'une part, la cinématique reconstruite est directement compatible et applicable en entrée de l'algorithme de dynamique inverse. D'autre part, le but de cette étude est de mettre en place des méthodes qui puissent traiter le problème de dynamique le plus complet possible. Il sera alors toujours possible de le simplifier pour les besoins de l'analyse comme cela a été fait pour la cinématique.

La structuration de ce chapitre correspond aux 5 grandes étapes de la démarche employée.

Dans un premier temps, la question du choix de la méthode de calcul la mieux adaptée à cette étude est posée. L'approche récursive classique est retenue. Un intérêt particulier est porté sur la manière dont il est possible d'estimer la cohérence des résultats calculés.

Il apparaît alors que l'application de cette méthode à l'aide des hypothèses classiques ne permet pas d'obtenir des résultats satisfaisants. Une analyse de sensibilité permet de mettre en évidence les causes probables de la mauvaise qualité de ces résultats.

Une série d'améliorations sont alors apportées à la méthode. Les paramètres inertiels sont estimés de manière plus précise, et une attention particulière est portée sur la dérivation des données cinématiques. Les résultats ainsi obtenus sont alors cohérents mais bruités.

L'étape suivante est donc logiquement consacrée à la recherche de l'origine de ce bruit, puis à la mise en place d'un traitement adapté.

Enfin, dans la dernière partie, nous avons cherché à vérifier que les résultats obtenus sont exploitables. Il apparaît notamment que la précision des couples calculés est suffisante pour rendre compte de la partition des réponses des sujets en stratégies, effectuée à partir de la cinématique.

Dans l'ensemble de ce chapitre, la méthode n'a été testée que pour un seul cas d'appui : sujet debout, sans dispositif de maintien. Cependant, la méthodologie mise en œuvre, et les données expérimentales recueillies, pourront permettre d'étendre cette étude aux situations avec un appui supplémentaire.

2/ Choix de la méthode de calcul

2.1 Position du problème

Le problème de dynamique inverse s'écrit toujours de la même manière : il s'agit de déterminer les actions mécaniques internes d'un système à partir de la connaissance, complète ou non, des efforts extérieurs appliqués à ce système et du mouvement de ses différents constituants. Dans le cadre de l'analyse du mouvement, on s'intéresse plus précisément aux forces et moments agissant dans les articulations, c'est-à-dire aux composantes du torseur d'effort au niveau des liaisons entre les différents solides rigides du système.

De manière classique, la dynamique d'un système constitué de corps rigides peut s'exprimer de la façon suivante :

$$A(q)\ddot{q} = b(q, \dot{q}, F) + T$$

avec :

- A contient les informations de masse et d'inertie des différents corps rigides;
- q correspond à l'information de position du système;
- \dot{q} et \ddot{q} sont les dérivées 1ère et 2nde par rapport au temps de q ;
- b représente les effets gravitationnels, inertiels et des actions mécaniques extérieures.
- F représente les actions mécaniques extérieures appliquées au système;
- T correspond aux actions mécaniques internes du système.

Il apparaît que la connaissance de la cinématique du système (q , mesuré, \dot{q} et \ddot{q} par dérivation), des actions mécaniques extérieures (F , mesuré), et des propriétés intrinsèques du système (A et b , estimées ou mesurées) permet de calculer simplement les actions mécaniques internes qui ont produit le mouvement (T).

Remarque :

La matrice T correspond aux forces et moments globaux dans les différentes articulations du système. Pour les moments, cette information est souvent dénommée "Net Joint Torques" (NET) dans la littérature. Ce n'est pas uniquement la résultante des efforts produits par les muscles mais une combinaison :

- *des couples dus aux efforts musculaires (MUS);*
- *des couples passifs dans l'articulation (PAS) dus par exemple à l'étirement des muscles, des ligaments, aux butées articulaires...*

Le problème de dynamique inverse se ramène ainsi à la résolution d'un système d'équations linéaires. Contrairement aux problèmes de dynamique directe, pour lesquels il est indispensable de passer par la résolution d'équations différentielles du 2nd ordre, c'est donc un problème simple à résoudre. Cependant, un certain nombre de difficultés font que les résultats obtenus peuvent être très rapidement erronés ([RIS 97], [ZAJ 93], etc.). Il s'agit notamment :

- de la difficulté de valider les résultats sur des données expérimentales (pas de mesures possibles);

- des imprécisions des données d'entrée, notamment des informations cinématiques (cf. Chapitre 4 5/Evaluation de la qualité de la reconstruction des mouvements page 128);
- des erreurs de modélisation : modèle cinématique, hypothèse corps rigides, évaluation des paramètres inertiels, etc.;
- de la dérivation des variables cinématiques.

Il est donc indispensable de prendre des précautions lors de la mise en œuvre des méthodes de dynamique inverse. De même, la question de la pertinence des résultats obtenus doit se poser.

Dans la suite de cette partie, nous décrivons les principes généraux sur lesquels sont basées les méthodes de dynamique inverse, ainsi que la méthode retenue dans cette étude. Les différentes manières dont cette méthode a été mise en œuvre et les résultats obtenus seront décrits dans les parties suivantes.

2.2 Approche récursive ou approche globale

Il existe plusieurs manières d'envisager le calcul des efforts intersegmentaires d'un système mécanique. Le problème peut être résolu :

- de manière récursive : la solution est recherchée de proche en proche, en partant d'une extrémité de la chaîne cinématique et en la remontant.
- de manière globale : on recherche la meilleure solution pour l'ensemble du système.

Le choix de l'une ou l'autre de ces 2 approches dépend du type d'informations recherchées, et a des conséquences sur la manière de mettre en équation la dynamique du système. Les principales caractéristiques de ces 2 approches sont résumées ci-dessous.

2.2.1 Approche globale

⇒ nécessite la mise en équation globale du système

Il s'agit de l'approche classique d'un problème de dynamique. Elle consiste à écrire les équations du mouvement pour l'ensemble du système. Cela nécessite d'explicitier les hypothèses émises sur la nature des liaisons entre les corps rigides.

En règle générale, les équations de Lagrange sont préférées à celles de Newton-Euler. En effet, dans le cas classique où seuls les couples moteurs sont recherchés, le fait de ne travailler que sur les coordonnées généralisées du système permet de réduire le nombre d'équations.

La mise en équation du système présente des avantages et des inconvénients. En effet, plus le système est complexe, plus sa mise en équation sera lourde. De plus, celle-ci n'est valable que pour un modèle donné, et toute modification de ce modèle (ajout d'un degré de liberté par exemple) nécessite de refaire la mise en équation.

En revanche, le jeu d'équations de mouvement permet de traiter aussi bien le problème direct que le problème inverse. Cela permet notamment de vérifier la pertinence des résultats de la dynamique inverse : les actions mécaniques calculées en dynamique inverse sont réappliquées en dynamique directe, et la cinématique ainsi obtenue est comparée à la cinématique introduite en entrée de la dynamique inverse.

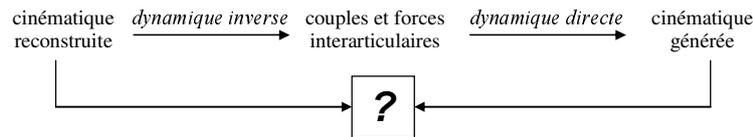


Figure 6-2 : principe de vérification de la cohérence de la cinématique générée

⇒ autorise l'utilisation de méthodes d'optimisation globale

Dans le cadre de la biomécanique il est généralement délicat d'obtenir des résultats de la dynamique inverse cohérents. Ceci est dû notamment aux imprécisions sur les données expérimentales, telles que la cinématique reconstruite (cf. Chapitre 4 5/Evaluation de la qualité de la reconstruction des mouvements page 128) ou les hypothèses de modélisation (modèle cinématique, paramètres inertiels, etc.). A cela s'ajoute le fait que les systèmes biomécaniques étudiés sont généralement très instables. Le cas du corps humain en position debout en est un bon exemple. De fait, la dynamique directe en boucle ouverte sur ces systèmes donne des cinématiques très rapidement divergentes.

Pour remédier à ces problèmes, différentes techniques se basant sur une approche globale du problème ont été envisagées. Le principe est toujours le même : il s'agit d'utiliser au mieux la surabondance de données expérimentales disponibles. En effet, dans le cas classique on dispose, en plus de la cinématique complète du système qui suffirait à résoudre le problème, de la mesure des efforts externes appliqués sur le système. En considérant la globalité du système il est possible de prendre en compte l'ensemble de ces informations. Des méthodes de pondération permettent de plus d'ajuster le poids des différentes données expérimentales en fonction de la confiance qui leur est accordée. Différentes techniques d'optimisation sont proposées dans la littérature.

Par exemple, Chao et Rim [CHA 73], ou plus récemment Runge et al. [RUN 95], proposent de combiner dynamique directe et dynamique inverse. Les critères d'optimisation proposés ont pour but d'obtenir une solution (le jeu de couples articulaires) qui produise une cinématique la plus proche possible de celle observée. Bien que ces techniques soient intéressantes, il apparaît en pratique qu'elles ne résolvent pas tous les problèmes de convergence : Chao et Rim arrivent à reproduire un mouvement complexe (cycle de marche) sur une période très courte uniquement; Runge et al., en se basant sur une linéarisation des équations, reproduisent de manière satisfaisante des mouvements de maintien d'équilibre debout de faible amplitude. On peut donc se poser la question de la validité des résultats sur des mouvements de plus forte amplitude.

Plus simplement, Kuo propose une technique d'optimisation statique. Le but n'est plus de garantir la cohérence des cinématiques [KUO 98]. Il s'agit de satisfaire au mieux l'ensemble des équations dynamiques du système, y compris celles concernant les données surabondantes. Le principe est donc d'écrire 2 jeux d'équations : les équations dynamiques classiques reliant la cinématique des segments aux couples articulaires, et les équations reliant les couples articulaires aux efforts extérieurs appliqués sur le système. La résolution de ce système surcontraint peut se faire à l'aide d'une méthode classique, du type "moindres carrés", et permet d'obtenir les couples articulaires qui satisfont au mieux l'ensemble des données expérimentales. Kuo montre que cette méthode permet de réduire légèrement les erreurs sur les

couples calculés, notamment en rendant les résultats moins sensibles aux perturbations de mesure. Cependant, cette validation est effectuée sur un mouvement théorique simplifié, dont les amplitudes articulaires sont relativement faibles.

Ainsi, les différentes techniques d'optimisation mises en œuvre ne permettent pas de résoudre complètement les problèmes de pertinence des couples articulaires calculés par dynamique inverse. Ceci est notamment vrai pour des mouvements complexes tels que les mouvements de rattrapage d'équilibre considérés dans cette étude. Elles sont cependant intéressantes et donnent des résultats encourageants.

⇒ *bilan*

Au bilan, l'approche globale correspond à l'approche classique d'un problème de dynamique. Elle s'avère intéressante lorsque le modèle est bien déterminé. En effet, il est possible d'effectuer aussi bien la dynamique directe que la dynamique inverse à partir du même modèle. De plus, la prise en compte de la globalité du système permet de mettre en œuvre des méthodes d'optimisation exploitant au mieux toutes les données expérimentales disponibles. Cependant, la nécessité de mettre le système en équation est un problème qui peut s'avérer rédhibitoire. En effet, non seulement cette mise en équation peut rapidement devenir longue et complexe, mais elle ne correspond qu'à un modèle particulier. Cela peut poser problème dans certaines études : difficultés à expliciter à priori le modèle dynamique, volonté de tester différentes modélisations, etc.

2.2.2 Approche récursive

Une alternative aux méthodes globales consiste à traiter le problème de manière récursive. Le principe est très simple : il s'agit de ne considérer que les interactions entre 2 solides consécutifs de la chaîne cinématique. Ainsi sous certaines conditions sur la chaîne cinématique (cf. 2.4.4/ Choix de la stratégie de calcul et vérification des résultats page 212) il est possible de calculer de proche en proche l'ensemble des interactions entre les constituants du système.

⇒ *simplicité*

Le principal intérêt de cette méthode est que le problème global complexe est ramené à une succession de problèmes génériques simples : calculer les interactions agissant entre 2 solides dont on connaît le mouvement et au moins une partie des efforts extérieurs. Cette simplicité et l'aspect générique du problème ont de nombreux avantages.

Ainsi, il n'est pas nécessaire de mettre en équation le système mécanique global. Un même algorithme traitant le problème générique simple est suffisant pour toutes les études. L'application à différents systèmes mécaniques se fait par l'intermédiaire des stratégies de calcul, qui définissent l'ordre dans lequel sont traités les différents constituants du système. Ces stratégies sont simples à définir. Il est donc très rapide d'appliquer cette méthode à différents systèmes, de même qu'une modification du modèle (blocage d'une articulation, rajout d'un segment, etc.) est simple à prendre en compte dans le calcul dynamique.

De plus, il n'est pas nécessaire d'explicitement les hypothèses cinématiques entre les segments. Il est en effet aisé de résoudre systématiquement les équations de Newton-Euler pour les 6 degrés de liberté entre les 2 solides considérés. Ceci est intéressant

lorsque l'on ne souhaite pas émettre d'hypothèses cinématiques (eg. analyse de la marche pathologique) ou lorsque l'on recherche le torseur complet des interactions entre les segments, et non uniquement les efforts et couples moteurs (eg. calcul des efforts musculaires).

⇒ *inconvénients de l'approche locale*

En revanche, l'approche récursive est limitée. Elle n'est notamment valable que pour les calculs de dynamique inverse. Il est nécessaire de repasser par une mise en équation globale du système pour pouvoir faire de la dynamique directe. Il n'est donc plus possible de valider directement les résultats en les réinjectant en dynamique directe et en comparant la cinématique produite à celle observée. En pratique cependant ce n'est pas un inconvénient majeur : la dynamique directe appliquée aux systèmes biomécaniques est généralement trop rapidement divergente pour être un bon outil de validation des résultats.

Un autre inconvénient notable vient du fait que cette approche locale ne permet pas de prendre en compte la surabondance classique de données expérimentales. Il n'est donc pas possible d'améliorer la qualité et la stabilité des résultats à l'aide de techniques d'optimisation telles que celles présentées au paragraphe précédent. Une méthode simple, consistant à exploiter l'ensemble des données expérimentales, permet tout de même d'estimer la qualité des résultats lorsqu'on a mesuré une chaîne cinématique complète (cf. 2.4.4/ Choix de la stratégie de calcul et vérification des résultats page 212). Cependant, cela ne permet pas de les améliorer.

⇒ *bilan*

Pour résumer, on peut dire que l'approche récursive est intéressante pour sa facilité de mise en œuvre et par son aspect générique. Elle est donc très bien adaptée aux études exploratoires, ou lorsque le modèle étudié est relativement complexe et lourd à mettre en équation. Par contre il n'est pas possible d'améliorer la qualité des résultats à l'aide de méthodes d'optimisation. De même il est indispensable de repasser par un modèle dynamique global pour effectuer des calculs en dynamique directe. Il est donc nécessaire de vérifier la pertinence des résultats par une autre méthode que la comparaison avec les données expérimentales. Lorsque la chaîne cinématique étudiée est complète, cela est très simple (cf. 2.4.4/ Choix de la stratégie de calcul et vérification des résultats page 212), mais malheureusement pas assez souvent présenté dans la littérature.

2.2.3 L'algorithme récursif de Newton-Euler utilisé

⇒ *Choix d'une méthode récursive*

Dans cette étude, nous avons choisi de traiter le problème à l'aide d'une approche récursive pour sa facilité de mise en œuvre et son aspect générique.

En effet, cette étude est à considérer comme une étude exploratoire. Les hypothèses de modélisation du corps ne sont donc pas encore définitives, et les modèles proposés seront probablement amenés à évoluer. L'aspect générique de la méthode récursive est donc un élément déterminant.

De plus, l'objectif est de mettre en place une méthode de calcul des efforts interarticulaires valable quelques soient les évolutions des modèles. De fait, il a été

décidé de travailler avec le modèle le plus complet possible, en considérant que les méthodes seraient toujours valables en cas de simplifications. Le système sur lequel on travaille est donc relativement complexe (11 segments et 3 dimensions, cf. 2.4.1/Topologie page 209), et l'écriture de ses équations dynamiques aurait été lourde. Le problème est en revanche simple à traiter à l'aide d'une méthode récursive.

L'utilisation d'une approche récursive ne nous permet pas de faire de la dynamique directe sur ce système. Cependant, cela n'est pas réellement problématique. Tout d'abord, il est très simple d'étudier un tel système en dynamique directe à l'aide d'un logiciel multicorps commercial du type ou Simpack® (cf. 6.3.1/Le modèle dynamique direct du corps humain page 259). De plus, dans un premier temps, l'objectif est que les ordres de grandeur et les évolutions des efforts calculés soient cohérents. Appliquée au corps complet, l'approche récursive permet de vérifier cela. Le problème de la génération d'une cinématique à partir des résultats de la dynamique inverse pourra être envisagé par la suite.

⇒ *principe de l'algorithme récursif de Newton-Euler*

La méthode retenue dans cette étude est relativement classique. Elle est connue sous le nom d'algorithme récursif de Newton-Euler. Son principe est très simple : il s'agit d'isoler un segment de la chaîne cinématique et d'écrire son équation d'équilibre dynamique. Sous forme matricielle, celle-ci peut s'écrire :

$$\sum [\Phi_{ext/i}]_{R_0} = [A_{i/0}]_{R_0}$$

avec $[\Phi_{ext/i}]$ l'opérateur matriciel représentant les actions mécaniques exercées sur le segment i , et $[A_{i/0}]$ l'opérateur matriciel représentant le torseur dynamique du segment i .

Comme indiqué sur la Figure 6-3 ci-dessous, les actions mécaniques appliquées au segment i peuvent être développées comme étant la somme :

- du torseur des actions mécaniques appliquées par le segment *précédent* dans la chaîne ($i-1$) sur le segment considéré (i) : $\vec{\tau}_{i-1/i}$;
- du torseur des actions mécaniques appliquées par le segment *suivant* dans la chaîne ($i+1$) sur le segment considéré (i) : $\vec{\tau}_{i+1/i}$;
- de l'action de la pesanteur sur le segment considéré : \vec{P}_i ;
- de l'action d'autres forces de contact extérieures : $\vec{F}_{contact/i}$.

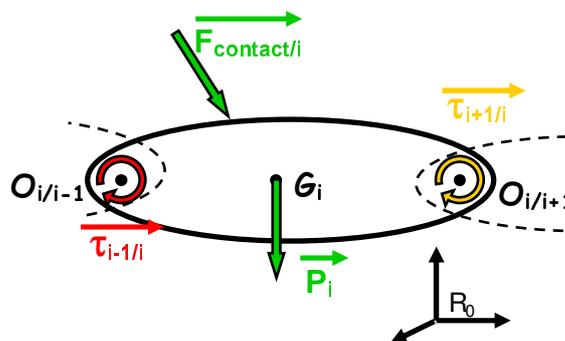


Figure 6-3 : les efforts extérieurs appliqués sur un segment de la chaîne cinématique

On peut ainsi faire apparaître le principe de récursivité : le torseur des interactions entre le segment considéré et le segment suivant est directement fonction de termes propres au segment et du torseur des interactions entre le segment considéré et le segment précédent. Sous forme matricielle, cela peut s'écrire :

$$[\Phi_{i-1/i}]_{R0} = [A_{i/0}]_{R0} - [\Phi_{P/i}]_{R0} - [\Phi_{contact/i}]_{R0} - [\Phi_{i+1/i}]_{R0}$$

Le torseur dynamique du segment considéré ($[A_{i/0}]_{R0}$) et les actions mécaniques exercées par la pesanteur sur ce segment ($[\Phi_{P/i}]_{R0}$) peuvent être déterminées à partir de la cinématique du segment et de ses propriétés inertielles intrinsèques. De plus, les actions mécaniques extérieures ($[\Phi_{contact/i}]_{R0}$) sont directement mesurées, et donc connues. Connaissant les actions mécaniques agissant entre ce segment et le segment *suivant* ($[\Phi_{i+1/i}]_{R0}$) on obtient directement les actions mécaniques s'exerçant entre ce segment et le segment *précédent* ($[\Phi_{i-1/i}]_{R0}$). Ainsi, en remontant des segments extrêmes vers les segments racines, il est possible de calculer de proche en proche l'ensemble des actions mécaniques agissant entre les différents segments du système.

La mise en place de cet algorithme est fonction du formalisme utilisé. Elle sera détaillée au paragraphe 2.3.3/Mise en place de l'algorithme récursif avec les matrices homogènes page 208.

Remarque : aucune hypothèse n'est faite sur la nature des liaisons entre les différents segments. Le torseur complet des actions mécaniques est calculé pour chaque liaison. La seule hypothèse qui sera faite par la suite concerne l'origine du repère d'expression de ce torseur. Le fait de placer cette origine au centre de rotation supposé de l'articulation permet d'obtenir des "couples articulaires" physiologiquement interprétables.

2.3 Choix du formalisme utilisé

Plusieurs formalismes peuvent être employés pour décrire la position et l'orientation d'un corps rigide dans l'espace. Ils diffèrent notamment sur la description de l'orientation du solide dans l'espace à 3 dimensions. Nous allons présenter succinctement les principaux formalismes, puis nous verrons pourquoi et comment nous avons choisi d'utiliser les matrices homogènes.

2.3.1 Les principaux formalismes

Quatre formalismes sont principalement utilisés dans la littérature. Ils sont présentés de manière succincte ci-dessous

⇒ *Les angles d'Euler*

Il s'agit du formalisme le plus couramment utilisé ([VAU 92], [APK 89], [KAB 89], [DAV 91], etc.). Il consiste à exprimer l'orientation d'un solide dans l'espace à trois dimensions par une succession de 3 rotations élémentaires autour d'un axe. L'un des intérêts de cette description est qu'elle est minimale : 3 paramètres décrivent 3 degrés de liberté. De plus, elle permet une interprétation clinique simple, puisqu'il est possible de faire correspondre directement les rotations successives aux mouvements

physiologiques fondamentaux (flexion, abduction, rotation axiale, etc.). Cet aspect est surtout intéressant pour l'étude des rotations inter-segmentaires [GRO 83], mais reste peu pertinent pour l'attitude globale du segment. C'est justement cette cinématique globale qui intervient dans la dynamique inverse. De plus, les résultats dépendent de l'ordre dans lequel sont effectuées ces rotations, que l'on appelle séquences. Enfin, il existe une indétermination dans la solution, ce qui peut entraîner des discontinuités dans les résultats.

⇒ *Les coordonnées naturelles* ([GAR 94], [SIL 97])

La position et l'orientation d'un corps rigide sont décrites directement par les coordonnées cartésiennes d'un ensemble de points caractéristiques et de vecteurs unitaires. Cela permet de ne pas faire apparaître explicitement de variables angulaires, ce qui évite les problèmes de singularité. Cette description est redondante. Cependant, les points et vecteurs sont généralement choisis pour correspondre à des entités caractéristiques du segment ou du modèle (point distal ou proximal des segments, marqueurs externes, axes de rotation...). Cela permet de réduire le nombre de coordonnées caractérisant la cinématique du système. Il est aussi possible de prendre en compte les contraintes dues aux liaisons directement dans la description de la topologie du système. Cela permet de limiter le nombre d'équations algébriques (pas d'écriture explicite des équations de liaison). Enfin, il est possible d'effectuer les calculs de dynamique inverse avec des systèmes de coordonnées locaux non orthogonaux. Cela peut permettre une meilleure cohérence physiologique avec les axes de mobilité articulaire.

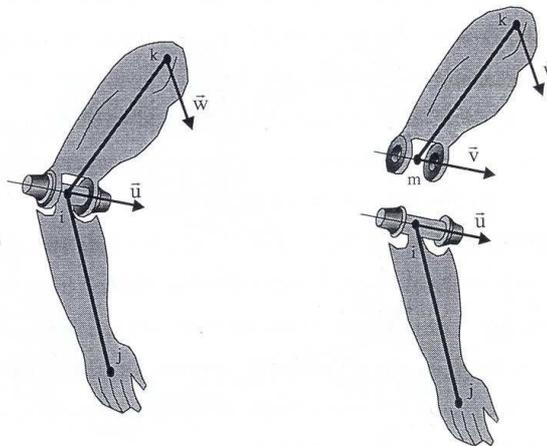


Figure 6-4 : exemple de paramétrage du bras et de l'avant bras à l'aide des coordonnées naturelles (extrait de [SIL 04b])

⇒ *Les quaternions* [DUM 04]

Les quaternions (i.e. 4 paramètres) sont une généralisation des nombres complexes (avec une partie réelle et trois parties imaginaires). Cela induit une algèbre particulière.

Le quaternion représente sous une forme particulière la rotation autour d'un axe de l'espace (axe de vissage). Ainsi, les 4 paramètres sont liés à l'angle de rotation θ et aux 3 coordonnées (α, β, γ) du vecteur directeur de l'axe de rotation u :

$$Q = \left[\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), u \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \right] = \left[\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), \alpha \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right), \beta \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right), \gamma \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \right].$$

Le quaternion peut également représenter une translation (avec la partie réelle $\cos(\theta/2)=0$). Ceci permet de donc définir en quaternion à la fois la position et l'orientation d'un corps rigide.

Ce formalisme est intéressant, bien que relativement complexe à appréhender. Il évite notamment tout problème d'indétermination sur les angles. De plus, ses propriétés mathématiques rendent les opérations sur cet opérateur (e.g. changement de repère) relativement simples à effectuer. Les calculs des cinématiques angulaires 3D (vitesses, accélérations) sont également simplifiés.

⇒ Les matrices homogènes [DOR 04]

Le passage d'un repère à un autre se fait grâce à un opérateur matriciel qui contient à la fois les informations de la matrice de rotation et le vecteur de translation des origines des repères. Cet opérateur homogène est une matrice carrée de dimensions 4*4. L'expression dans un repère R des coordonnées d'un point M, attaché au repère R', se fait directement de la manière suivante (cf. Figure 6-5 ci-dessous) :

$$\left(\overrightarrow{OM}\right)_R = {}^R T_{R'} \cdot \left(\overrightarrow{O'M}\right)_{R'}$$

avec :

$${}^R T_{R'} = \begin{matrix} \overrightarrow{X_{R'}} & \overrightarrow{Y_{R'}} & \overrightarrow{Z_{R'}} & \left(\overrightarrow{OO'}\right)_R \\ \overrightarrow{X_R} & \overrightarrow{Y_R} & \overrightarrow{Z_R} & \end{matrix} \begin{bmatrix} \boxed{\begin{matrix} & & & x \\ & & & y \\ & & & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{matrix}} \end{bmatrix}$$

Pour assurer la cohérence du formalisme, les vecteurs sont aussi de dimension 4 : les 3 coordonnées cartésiennes plus un 1 dans la dernière ligne. On a ainsi :

$$\overrightarrow{OM} = \begin{pmatrix} x_M \\ y_M \\ z_M \\ 1 \end{pmatrix}_R \quad \text{et} \quad \overrightarrow{O'M} = \begin{pmatrix} x_{M'} \\ y_{M'} \\ z_{M'} \\ 1 \end{pmatrix}_{R'}$$

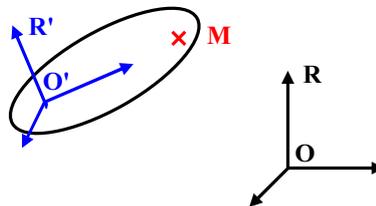


Figure 6-5 : cas typique d'un problème de changement de repère

Ce formalisme matriciel est extrêmement simple à manier. Il est en particulier applicable automatiquement à tous les systèmes (pas de choix de séquences de rotation ou de points caractéristiques). Cela le rend très simple à mettre en œuvre, et particulièrement intéressant pour les méthodes génériques telles que l'algorithme récursif de Newton-Euler présenté précédemment. Il est de plus très bien adapté à la programmation, puisque tous les calculs sont ramenés à des opérations matricielles

simples. Enfin, la redondance du formalisme (9 paramètres décrivant les 3 degrés de liberté en rotation) lève tout problème d'indétermination.

2.3.2 Choix des matrices homogènes et application à la dynamique inverse

D'un point de vue théorique, les résultats de la dynamique inverse devraient être identiques quel que soit le formalisme utilisé. Seuls les angles d'Euler posent des problèmes d'indétermination, mais il est possible de limiter cela par un choix adéquat des séquences de rotation et un traitement des résultats a posteriori.

Cependant, il a été montré qu'en pratique le formalisme avait une influence déterminante sur les résultats [DUM 06a]. Dans un article à paraître, Dumas et al. ont calculé, lors d'un cycle de marche, l'écart relatif dû au formalisme employé et l'ont rapporté à l'amplitude absolue des forces et couples articulaires. Pour les hanches ce rapport s'élève jusqu'à 25 % pour les couples et 40% pour les efforts interarticulaires ! Plusieurs hypothèses permettent d'expliquer ces différences de résultats. Il y a tout d'abord des raisons numériques : le nombre de changement de repères, la sensibilité aux erreurs numériques des opérations mathématiques effectuées, la proximité d'une singularité, etc. Une hypothèse intéressante vient aussi de la sensibilité des méthodes aux bruits sur les données. Dumas et al. suggèrent en effet que les formalismes les plus redondants sont aussi les moins sensibles au bruit [DUM 06a]. Cela se comprend par le fait que les données supplémentaires permettent "d'amortir" les erreurs en entrée. Dans le cas des matrices homogènes par exemple, les matrices vitesse obtenues par dérivation terme à terme de l'opérateur homogène ne sont pas consistantes. En particulier l'antisymétrie de la partie 3*3 correspondant à l'opérateur matriciel du vecteur rotation n'est pas respectée. Il semblerait que cette perte de cohérence permette d'amortir le bruit imposé sur les données. (cf. 4.2.2/ Cohérence des matrices vitesse et accélération page 236).

Il apparaît donc que le choix du formalisme ne doit donc pas se faire uniquement en fonction de critères "pratiques", tels que ceux brièvement présentés au paragraphe précédent. La pertinence des résultats est aussi en jeu. Concernant l'analyse du mouvement, ce constat est récent et la question du choix du meilleur formalisme n'est pas encore complètement réglée. Cependant, dans cette étude, nous avons choisi d'effectuer les calculs de dynamique inverse avec le formalisme des matrices homogènes pour sa facilité de mise en œuvre, son aspect générique et la stabilité de ses résultats que semblent indiquer les résultats de Dumas et al.

Remarque : Dans cette étude, la reconstruction des mouvements n'est pas effectuée avec le formalisme des matrices homogènes. En effet, le modèle cinématique du mannequin numérique utilisé est décrit à l'aide du formalisme de Denavit-Hartenberg. Cela revient à décrire l'attitude d'un solide par une séquence de rotations et translations élémentaires. Cependant, cela n'a pas de réelle influence sur les résultats car : 1/ Dumas et al. montrent (article à paraître) que le formalisme utilisé n'avait qu'une influence négligeable sur la cinématique; 2/ Dans cette étude la solution au problème de reconstruction du mouvement est trouvée par optimisation, à l'aide d'une approche géométrique simple. On peut donc supposer que l'influence du formalisme utilisé sera d'autant moins importante.

2.3.3 Mise en place de l'algorithme récursif avec les matrices homogènes

Les bases de la cinématique et de la dynamique inverse à l'aide des matrices homogènes sont rappelées en annexe (cf. annexe 9/ Rappels de cinématique et dynamique avec les opérateurs homogènes page 327).

Le principe de l'algorithme peut être résumé comme indiqué ci-dessous :

Initialisation : à $t_0 = 0$

$${}^0T = [I]; [W_{i/0}]_{R0} = [0]; [H_{i/0}]_{R0} = [0]; [H_g]_{R0} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & g_x \\ 0 & 0 & 0 & g_y \\ 0 & 0 & 0 & g_z \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Pour $t = t_0 \rightarrow T$

 | Pour $i = n$ (segment terminal) $\rightarrow 1$

 | | Calcul des matrices vitesse et accélération absolues du segment S_i

 | | $[W_{i/0}]_{R0} = {}^0\dot{T} \cdot ({}^0T)^{-1}$ et $[H_{i/0}]_{R0} = {}^0\ddot{T} \cdot ({}^0T)^{-1}$

 | |

 | | Calcul de la « pseudo matrice d'inertie »

 | | $[J_i]_{R0} = {}^0T \cdot [J_i]_{Ri} \cdot ({}^0T)^t$

 | |

 | | Calcul du torseur dynamique

 | | $[A_{i/0}]_{R0} = [H_{i/0}]_{R0} \cdot [J_i]_{R0} - [J_i]_{R0} \cdot [H_{i/0}]_{R0}$

 | |

 | | Calcul du torseur d'action de la pesanteur

 | | $[\Phi_{P/i}]_{R0} = [H_g]_{R0} \cdot [J_i]_{R0} - [J_i]_{R0} \cdot [H_g]_{R0}$

 | |

 | | Ecriture de l'équilibre dynamique du segment S_i

 | | $[\Phi_{i-1/i}]_{R0} = [A_{i/0}]_{R0} - [\Phi_{i+1/i}]_{R0} - [\Phi_{P/i}]_{R0} - [\Phi_{ext/i}]_{R0}$

 | |

 | | Calcul du torseur d'actions intersegmentaires entre S_{i-1} et S_i

 | | $[\Phi_{i-1/i}]_{Ri-1} = {}^{Si-1}T \cdot [\Phi_{i-1/i}]_{R0} \cdot ({}^{Si-1}T)$

 | |

 | | Fin pour i

 | |

 | | Fin pour t

2.4 Application au corps humain

Le principe général du calcul des forces et moments articulaires a été présenté dans la sous-partie précédente. Nous avons vu qu'il s'agissait d'une méthode récursive générique, applicable facilement à différents systèmes mécaniques. Nous allons donc

présenter la manière dont, dans cette étude, cette méthode a été appliquée au corps humain. Cela consiste à définir la topologie du système étudié, et à choisir les stratégies de calcul (sur quels segments et dans quel ordre le calcul récursif va être mené). Enfin, nous préciserons de quelle manière la pertinence des résultats sera estimée.

2.4.1 Topologie

Le corps humain est un système complexe, composé d'un très grand nombre d'éléments, rigides (système squelettique) ou déformables (muscles, organes mous, tissus adipeux, etc.). Pour l'analyse dynamique il est nécessaire d'effectuer des simplifications. Il est notamment classique de représenter le corps humain par un nombre restreint de corps rigides.

Dans cette étude, nous avons choisi de reprendre la segmentation du corps humain utilisée précédemment pour reconstruire les mouvements (cf. Chapitre 4 3.2.2/Le modèle cinématique simplifié page 109). Ceci pour 2 raisons : 1/ la cinématique reconstruite est directement compatible et applicable en entrée de l'algorithme de dynamique inverse; 2/ le but de cette étude est de mettre en place des méthodes qui puissent traiter le problème de dynamique le plus complet possible. Le modèle est donc considéré dans son intégralité.

La seule simplification effectuée concerne les segments pieds et mains. En effet, leurs masse et inerties sont très faibles. Les effets dynamiques de ces segments sont donc négligeables. Cette hypothèse est relativement classique ([DOR 01] par exemple), et a pu être vérifiée dans cette étude. Ces segments ne sont donc pas directement pris en compte dans le calcul dynamique, mais simplement considérés comme des masses ponctuelles centrées sur les articulations proximales (respectivement les chevilles et les poignets).

Aucune hypothèse n'a besoin d'être émise concernant les liaisons. En effet, les hypothèses cinématiques ont déjà été mises en place pour la reconstruction des mouvements, et la méthode dynamique utilisée ne nécessite pas de mise en équation du système. Il suffit de préciser pour chaque segment avec quels autres segments il se trouve en contact (cf. Tableau 6-1 ci-dessous).

Enfin, il faut prendre en compte les actions extérieures, autres que la pesanteur, agissant sur le système. Dans cette étude, le sujet était en contact : 1/ avec le sol via ses pieds; 2/ avec la barre de maintien via sa main droite; 3/ avec l'appui lombaire via le dos. L'ensemble de ces efforts de contact a été mesuré au cours de l'expérience (cf. Chapitre 2 4.3/Mesures dynamiques page 55).

Dans un premier temps nous ne nous sommes intéressé qu'aux cas de figure pour lesquels le sujet est en contact avec le sol uniquement. Les pieds n'étant pas considérés, les torseurs d'efforts mesurés entre les pieds et les plates-formes d'efforts sont directement appliqués aux extrémités distales des jambes (chevilles) à l'aide d'une relation de transport classique. La prise en compte des efforts extérieurs est redéveloppée au paragraphe 3.1.3/Application des efforts extérieurs au système page 218.

Ainsi, le système étudié est constitué de 11 segments et 2 torseurs d'efforts extérieurs qui sont représentés sur la Figure 6-6 et listés dans le Tableau 6-1 ci-dessous.

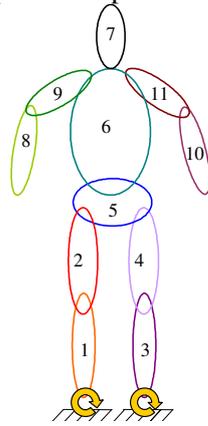


Figure 6-6 :

Représentation du corps humain pour la dynamique inverse

Tableau 6-1 : segments pris en compte et contacts entre segments

Segment	n°	Segment(s) en contact
jambe droite (gauche)	1 (3)	cuisse droite (gauche)
cuisse droite (gauche)	2 (4)	jambe droite (gauche) et bassin
bassin	5	cuisse droite, cuisse gauche et torse
avant-bras droit (gauche)	8 (10)	bras droit (gauche)
bras droit (gauche)	9 (11)	avant-bras droit (gauche) et torse
tête	7	torse
torse	6	tête, bassin, bras droit et bras gauche

2.4.2 Estimation des paramètres inertiels des segments

Pour calculer les efforts articulaires, il est nécessaire de connaître les propriétés inertielles des segments des différents sujets (Body Segment Inertia Properties – BSIPs). Ces propriétés sont la masse des segments, leurs inerties, et la position de leur centre de masse dans les repères locaux des segments.

Ces propriétés sont propres à chaque sujet et doivent donc être personnalisées pour chacun d'entre eux. Une contrainte supplémentaire en analyse du mouvement est que toutes les mesures doivent être non invasives.

Il existe 2 grandes familles de méthodes qui permettent d'obtenir des propriétés inertielles adaptées aux sujets à partir de mesures non invasives :

- régression : des régressions sont utilisées pour relier des mesures externes aux propriétés inertielles des segments. Elles sont établies à partir de mesures directes sur pièces anatomiques ou de mesures indirectes sur sujets in vivo. Ces régressions peuvent être plus ou moins complexes (un ou plusieurs régresseurs, régression non linéaire, ...) et se basent en générale sur les dimensions des segments et la masse des sujets ([ZAT 83], [ZAT 90], [COL 00], [DEL 96], [DUM 06b] ...). La validité de ces régressions dépend du découpage du corps humain en différents segments, de la population à partir de laquelle les régressions ont été établies (nombre de sujets, caractéristiques de la population, ...), de la méthodologie de mesure et du type de régression choisi (simple « scaling », régression multiple, non linéaire, etc.).
- calcul volumique : les propriétés inertielles sont estimées à partir de la géométrie externe et/ou interne du segment et des densités des tissus qui le composent. Cela peut se faire de manière très simple, comme dans le cas du mannequin numérique Man3d : la géométrie externe des segments est déterminée à l'aide d'une méthode de morphing manuelle (cf. Chapitre 4

3.3/Adaptation du modèle pour chaque sujet page 113) ce qui permet d'en calculer le volume. En considérant une masse volumique constante sur l'ensemble du segment, il est alors très simple d'en déduire l'ensemble de ses propriétés inertielles. Récemment, des techniques d'imagerie beaucoup plus élaborées ont été mises au point, telles que l'IRM [MUN 90], la tomographie axiale [PEA 96] ou la radiographie biplanaire basses doses [DUM 05]. Ces techniques permettent d'obtenir des informations beaucoup plus fines sur les géométries 3D (internes et externes) et les densités des différents constituants du segment.

Dans cette étude, comme pour la plupart des études portant sur l'analyse du mouvement, l'estimation des BSIPs est faite à partir de régressions. Cela s'explique principalement par leur simplicité de mise en œuvre : des mesures anthropométriques simples sont généralement suffisantes, tandis que des moyens poussés en imagerie (radiographie) ou coûteux en temps (morphing manuel) sont nécessaires pour le calcul volumique. Nous verrons que 2 séries de régressions ([DEL 96] et [DUM 06b]) ont été utilisées et évaluées dans la suite de ce travail.

2.4.3 Repères d'expression des forces et moments articulaires

L'ensemble des calculs s'effectue dans le repère galiléen de référence R_0 . Cependant, pour des questions d'interprétation des résultats, il est classique d'exprimer le torseur des interactions entre 2 segments sur un repère particulier, centré sur l'articulation entre ces 2 segments. L'usage veut que le repère d'expression du torseur d'efforts articulaires soit lié au segment proximal.

Ainsi, pour cette partie dynamique nous avons défini un nouveau paramétrage du corps humain. Ce paramétrage dynamique se base évidemment sur le paramétrage du mannequin Man3D utilisé en cinématique. Les principales modifications sont :

- pour les segments longs (avant bras, bras, jambes et cuisses) : les repères sont translétés de l'articulation proximale à l'articulation distale.
- pour le bassin : le repère est translété à l'articulation bassin/torse.
- pour le torse : un nouveau repère est créé, centré sur l'articulation bassin/torse.
- pour les articulations hanches, épaules et cou : des repères techniques, parallèles aux repères bassin (pour les hanches) et torse (pour les épaules et le cou) de la dynamique inverse, mais centrés sur ces articulations sont créés pour exprimer les torseurs d'efforts articulaires.

Une description un peu détaillée des repères dynamique se trouve en annexe (cf. 7/ Repères de la dynamique inverse page 314).

Remarque : Le mannequin numérique Man3D utilisé dans cette étude est antérieur aux préconisations de l'ISB ([WU 95], [WU 02], [WU 05]). Or le paramétrage dynamique utilisé dans cette étude est basé sur le paramétrage cinématique du mannequin. Il n'est donc pas directement compatible avec les standards ISB. Pour la plupart des articulations, les repères de cette étude et de l'ISB sont parallèles et centrés sur les mêmes points, mais des permutations d'axes sont nécessaires pour passer de l'un à l'autre.

2.4.4 Choix de la stratégie de calcul et vérification des résultats

⇒ *les stratégies de calcul*

Nous avons vu dans le paragraphe précédent que le système étudié peut être considéré comme une chaîne de segments rigides reliés entre eux par des liaisons quelconques. Il faut maintenant décider de quelle manière appliquer l'algorithme récursif sur cette chaîne.

Le principe de la récursivité permet de calculer les efforts intersegmentaires en isolant d'abord les segments distaux et en remontant aux segments proximaux. Selon les données disponibles, plusieurs stratégies sont envisageables pour calculer un même torseur d'interaction, comme cela est illustré sur la Figure 6-7 ci-dessous.

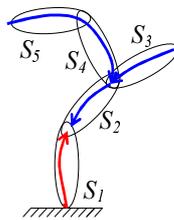


Figure 6-7 : calcul d'un torseur d'efforts par 2 stratégies différentes

stratégie descendante : on isole S_5 , et on calcule $[\Phi_{4/5}]$. Puis en isolant successivement S_4 et S_3 on calcule $[\Phi_{2/4}]$ et $[\Phi_{2/3}]$. On dispose alors de l'ensemble des données pour calculer $[\Phi_{1/2}]$ en isolant le segment S_2 .

stratégie montante : si l'on a la possibilité de mesurer le torseur d'efforts entre S_1 et S_0 , on peut obtenir directement $[\Phi_{1/2}]$.

⇒ *Principe utilisé pour vérifier la cohérence des résultats*

Dans ce type d'étude il est délicat de vérifier la pertinence des forces et moments articulaires directement à partir de données issues de l'expérience. En effet :

- il n'est pas possible de mesurer les actions intersegmentaires de manière non invasive;
- la comparaison des cinématiques mesurées et produites par les efforts calculés n'est pas un bon outil pour l'estimation des résultats (cf. 2.2.1/Approche globale page 199). Cette option est rendue d'autant moins intéressante que le formalisme utilisé dans cette étude ne nous permet pas d'effectuer de la dynamique directe.

Cependant, lorsqu'il est possible d'avoir accès à une information de mesure surabondante, une méthode simple permet d'estimer la cohérence des résultats obtenus. En effet, un même torseur peut être calculé par 2 stratégies de calcul différentes, et donc à partir de 2 jeux de données différents (cf. exemple Figure 6-7 ci-dessus). La comparaison des résultats des 2 stratégies renseigne sur la pertinence de l'ensemble des forces et moments intersegmentaires calculés.

Cette méthode est très simple à mettre en œuvre, et applicable à une grande partie des études : il est en effet fréquent de disposer de données de mesure surabondantes pour une chaîne cinématique complète (données des plates-formes d'efforts par exemple). Cependant, d'une manière générale, les résultats d'une telle comparaison sont rarement présentés dans la littérature. Une méthode similaire est tout de même parfois mentionnée. Elle consiste à évaluer la présence, ou non, de force et de couples

virtuels agissant sur les segments libres aux extrémités de la chaîne cinématique ([WIN 90], [KUO 98]).

⇒ *Solution adoptée dans cette étude*

S'il est possible de gérer des convergences de chaînes (voir l'exemple ci-dessus), on ne sait pas répartir les efforts en cas de divergence. Ainsi, en présence de boucles fermées dans le système, il est nécessaire de disposer de la mesure d'au moins un torseur d'interaction pour se ramener à un problème de chaîne ouverte.

Dans le cas du corps humain, 2 divergences apparaissent : 1/ entre le torse et les deux bras et la tête si l'on remonte des pieds vers le haut du corps; 2/ entre le bassin et les deux cuisses si l'on descend des extrémités libres du haut du corps vers les jambes. Deux stratégies de calcul, composées de plusieurs chaînes convergentes, ont donc été utilisées (cf. Figure 6-8 ci-dessous) :

- la stratégie descendante part des extrémités libres du haut du corps et descend vers le bassin (C_1, C_2, C_3, C_4);
- la stratégie montante part de la mesure d'effort entre les pieds du sujet et le sol et remonte vers le bassin (C_5, C_6, C_7).

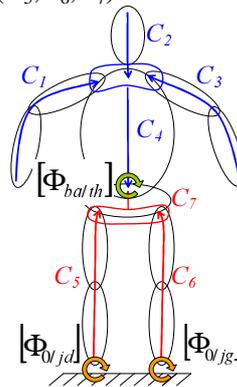


Figure 6-8 : les 2 stratégies de calcul utilisées

Ainsi, le torseur des interactions entre le torse et le bassin est calculé de 2 manières différentes. La comparaison des torseurs obtenus avec les 2 stratégies permet d'évaluer la cohérence de l'ensemble des forces et moments articulaires calculés.

3/ 1^{ère} étape : la mise en œuvre classique n'est pas satisfaisante

Dans la partie précédente, nous avons présenté la méthode retenue pour calculer les forces et moments intersegmentaires. Nous avons aussi vu comment cette méthode a été adaptée au corps humain en appui bipodal : description de la topologie du système étudié, choix des stratégies de calcul, estimation de la cohérence des résultats. Pour le calcul des efforts articulaires, un certain nombre de données et de traitements sont encore nécessaires. Pour cela, dans un premier temps, nous avons suivi les hypothèses et les techniques utilisées de manière classique dans la littérature. Nous avons ensuite cherché à estimer la pertinence des résultats ainsi obtenus. Il apparaît que ceux-ci ne sont pas satisfaisants. Une analyse de sensibilité permet de faire ressortir les points à améliorer. Ces modifications de la méthode seront décrites dans la partie suivante.

3.1 Mise en œuvre classique

Comme cela a été montré dans la partie précédente, le calcul des forces et moments intersegmentaires se ramène à la résolution, pour chaque segment, de l'équation :

$$[\Phi_{i-1/i}]_{R_0} = [A_{i/0}]_{R_0} - [\Phi_{P/i}]_{R_0} - [\Phi_{contact/i}]_{R_0} - [\Phi_{i+1/i}]_{R_0}$$

Les données nécessaires à la résolution du problème sont donc :

- la connaissance des segments (i+1 et i-1) qui interagissent avec le segment considéré (i). Cette information est donnée par la description de la topologie du système (stratégie de calcul).
- la connaissance des efforts extérieurs agissant sur les segments du système : $[\Phi_{contact/i}]_{R_0}$.
- Les paramètres inertiels des différents segments, nécessaires au calcul des matrices représentant le torseur dynamique $[A_{i/0}]_{R_0}$ et les actions de la pesanteur $[\Phi_{P/i}]_{R_0}$. Cette information est obtenue à partir des dimensions du système, soit par calcul volumique, soit plus classiquement à l'aide d'équations de régression.
- la cinématique du système, essentiellement l'opérateur i_0T caractérisant la position et l'orientation des segments. Cela permet de passer les informations du repère local attaché au segment R_i au repère galiléen de référence R_0 . Cet opérateur est obtenu directement à partir des résultats de la reconstruction de mouvement.
- la dynamique du système, caractérisée par les matrices d'accélération $[H_{i/0}]_{R_0}$ de chacun des segments. Cette information est obtenue par double dérivation de l'opérateur i_0T .

La cinématique du système a été déterminée lors de l'étape de reconstruction du mouvement (cf. Chapitre 4 - Reconstruction du mouvement), et la topologie du système a été décrite dans la partie précédente (cf. 2.4.1/Topologie page 209). Il reste donc : 1/ à déterminer les paramètres inertiels des différents segments du système; 2/

à mettre en place une méthode de dérivation de la cinématique pour obtenir les matrices d'accélération; 3/ à décrire comment les efforts extérieurs mesurés sont appliqués au système mécanique.

3.1.1 Détermination des paramètres inertiels à partir des régressions de DeLeva

⇒ *les régressions de DeLeva [DEL 96]*

Dans un premier temps, les paramètres inertiels ont été déterminés de manière classique à l'aide des régressions proposées par DeLeva [DEL 96]. Celles-ci sont dérivées de tables établies par Zatsiorski et al. [ZAT 90] à partir de mesures sur sujets *in vivo* par absorpiométrie. Ces régressions permettent d'obtenir pour les différents segments du corps humain, et en fonction de la masse du sujet et des distances entre des points particulier des segments, une estimation de la masse du segment, de la position de son centre de gravité et des valeurs de ses moments d'inertie principaux.

Actuellement ces régressions sont probablement les plus utilisées en analyse du mouvement. Elles sont en effet complètes tout en étant simples à mettre en œuvre et bien adaptées à l'analyse du mouvement (choix des points proximaux et distaux judicieux). Cependant, ces régressions reposent sur 2 hypothèses simplificatrices fondamentales : 1/ le centre de masse est situé sur l'axe longitudinal des segments; 2/ le tenseur d'inertie est principal dans le repère local du segment. A cela s'ajoute le fait que les axes longitudinaux des segments ne sont pas toujours clairement définis, notamment dans le plan sagittal pour les segments "non longs" tels que le bassin ou le tronc. Nous verrons dans la suite de ce chapitre (cf. 4.1/Détermination des propriétés inertielles page 224) que cela a des conséquences pour notre étude.

⇒ *adaptation des régressions de DeLeva à cette étude*

Un certain nombre d'opérations sont toutefois nécessaires pour faire correspondre le modèle décrit par DeLeva à celui utilisé dans cette étude. Il faut adapter la segmentation, les repères locaux, et les points anatomiques utilisés.

La segmentation proposée par DeLeva est identique à celle de cette étude, sauf pour le torse. Le calcul des BSIPs de ce segment est détaillé plus bas.

Les points particuliers utilisés dans les équations de DeLeva sont des points particuliers de notre modèle cinématique (centres articulaires) ou des points anatomiques repérés par des marqueurs réfléchissant lors de la capture du mouvement (cf. Tableau 6-2 page 217).

Les repères d'expressions des paramètres inertiels ne sont pas explicitement décrits dans l'article de DeLeva. On suppose que l'axe principal d'inertie "longitudinal" correspond à l'axe sur lequel est placé le centre de gravité (cf. Tableau 6-2). L'axe transversal est placé de manière à correspondre à l'axe Y des repères dynamiques de cette étude. L'axe sagittal forme un trièdre direct avec l'axe transversal et l'axe longitudinal. En général, le passage des repères de DeLeva aux repères de la dynamique inverse est très simple : repères identiques ou simple translation d'origine. En revanche, pour le bassin, un changement de repère complet est nécessaire.

⇒ *cas particulier : calcul des BSIPs du torse*

Concernant le tronc, DeLeva donne les régressions pour 3 segments : le thorax, le bassin, et un segment "*tronc*" composé du thorax, de l'abdomen et du bassin. Or le

segment que nous avons nommé "torse" dans cette étude correspond à l'union du thorax et de l'abdomen. Ses propriétés inertielles vont donc être calculées à partir des données du segment *tronc* et du segment bassin.

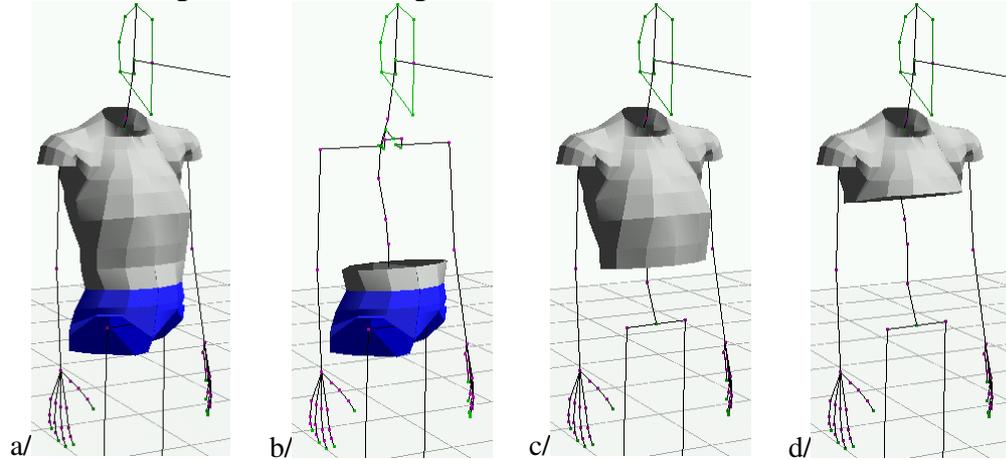


Figure 6-9 : segmentation du tronc; a/ tronc; b/ bassin; c/ torse; d/ thorax.

Par hypothèse, nous avons posé que le repère principal d'inertie du torse correspond à celui du tronc.

La masse du *torse* est obtenue directement :

$$M_{torse} = M_{tronc} - M_{bassin}$$

Le centre de gravité du *torse* est situé sur l'axe longitudinal du *tronc*, c'est-à-dire sur l'axe reliant le point *H*, point milieu entre les 2 centres des hanches, et le point anatomique externe "suprasternum". La position du centre de gravité du *torse* sur cet axe est donnée par le théorème des moments :

$$\overrightarrow{HG}_{torse} = \frac{\overrightarrow{HG}_{tronc} \cdot M_{tronc} - \left(\overrightarrow{HG}_{bassin} \cdot \frac{\overrightarrow{HS}_{suprasternum}}{\|\overrightarrow{HS}_{suprasternum}\|} \right) \cdot M_{bassin}}{M_{torse}}$$

Enfin, pour l'expression des inerties on utilise le fait que :

$$\left(I_{torse/Gtorse} \right)_{X_{to}Y_{to}Z_{to}} = \left(I_{tronc/Gtorse} \right)_{X_{to}Y_{to}Z_{to}} - \left(I_{bassin/Gtorse} \right)_{X_{to}Y_{to}Z_{to}}$$

Les matrices d'inerties du bassin et du *tronc* par rapport au centre de gravité du *torse*, exprimées dans le repère lié au *torse*, sont obtenues par changement de base puis application du théorème de Huygens. Par exemple pour le bassin :

$$\left(I_{bassin/Gbassin} \right)_{X_{to}Y_{to}Z_{to}} = \left(R_{to}^{ba} \right) \cdot \left(I_{bassin/Gbassin} \right)_{X_{ba}Y_{ba}Z_{ba}} \cdot R_{to}^{ba}$$

$$\text{puis } \left(I_{bassin/Gtorse} \right)_{X_{to}Y_{to}Z_{to}} = \left(I_{bassin/Gbassin} \right)_{X_{to}Y_{to}Z_{to}} + M_{bassin} \cdot \begin{pmatrix} x^2 + y^2 & -y \cdot z & -x \cdot y \\ -y \cdot z & y^2 + z^2 & -x \cdot z \\ -x \cdot y & -y \cdot z & y^2 + z^2 \end{pmatrix}$$

$$\text{avec } \overrightarrow{G_{bassin} G_{torse}} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}_{(G_{ba}, X_{to}, Y_{to}, Z_{to})}$$

Tableau 6-2 : application des régressions de DeLeva à notre modèle cinématique

Segments	Définition de l'axe longitudinal		Passage dans les repères dynamiques
	<i>points particuliers</i>	<i>origine de l'information</i>	
tête	Vertex	marqueurs	repères identiques
	Gonion	marqueurs	
bras	centre de l'épaule	modèle cinématique	translation d'origine
	centre du coude	modèle cinématique	
avant bras	centre du coude	modèle cinématique	translation d'origine
	centre du poignet	modèle cinématique	
cuisse	centre des hanches	modèle cinématique	translation d'origine
	centre du genou	modèle cinématique	
jambe	centre du genou	modèle cinématique	translation d'origine
	malléole latérale	centre de la cheville (modèle cinématique)	
bassin	point milieu entre les 2 centres de hanche	modèle cinématique	changement de repère
	nombril	marqueur	
tronc	suprasternum	marqueur	translation d'origine
	point milieu entre les 2 centres de hanche	modèle cinématique	

3.1.2 Dérivation des données cinématiques

Le calcul des matrices d'accélération des segments est effectué à partir de la double dérivation par rapport au temps de l'opérateur homogène décrivant la position et l'orientation du segment :

$$[H_{i/0}]_{R0} = {}^0\ddot{T}_i \cdot ({}^0T_i)^{-1}$$

Cette dérivation est effectuée terme à terme, et de manière numérique à l'aide de la méthode des différences finies. Ce processus de dérivation a tendance à amplifier le bruit sur les données. Il est donc nécessaire d'effectuer un lissage des données à chaque étape de dérivation.

Dans un premier temps, ce lissage a été effectué de manière classique à l'aide d'un filtre passe-bas de type Butterworth double passe (sans déphasage) d'ordre 2. Les fréquences de coupures ont été imposées par inspection visuelle des résultats. Une valeur unique est appliquée pour l'ensemble des données cinématiques. La cohérence de cette valeur avec la littérature est vérifiée. Par exemple, pour les mouvements de rattrapage d'équilibre, les fréquences de coupures utilisées varient entre 10 et 15 Hz, ce qui est cohérent avec les valeurs classiques utilisées pour l'étude de la course à pied ([HUN 04] par exemple). Ce filtre est appliqué avant et après chaque étape de dérivation, comme le montre la Figure 6-10 ci-dessous.



Figure 6-10 : étape du calcul des accélérations

3.1.3 Application des efforts extérieurs au système

Dans cette étude, nous n'avons pris en compte que les essais où le sujet était debout sans appui.

Les seuls efforts pris en compte sont donc les efforts de contact entre les pieds et le sol. Les 2 torseurs (gauche et droit) des actions de contact sont entièrement mesurés par les 2 plates-formes d'efforts intégrées dans le plancher du chariot.

⇒ *Prise en compte des paramètres inertiels des plates-formes d'efforts*

Un premier problème se pose : les plates-formes servant à mesurer les efforts de contact sont mises en mouvement avec le chariot. Le signal mesuré contient donc, en plus des efforts de contact, les effets inertiels dus à la mise en mouvement de la masse de la partie "mobile" de la plate-forme d'efforts (cf. Figure 6-11 ci-dessous). Ce point est déterminant [PRE 04], bien que rarement mentionné dans la littérature.

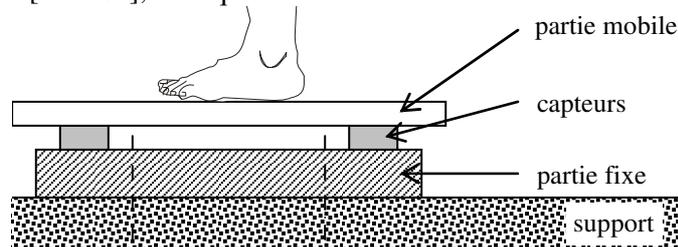


Figure 6-11 : schéma d'une plate-forme d'effort

Afin de calculer la contribution de ces effets inertiels, et de corriger les efforts mesurés, il faut déterminer les paramètres inertiels de la partie mobile de la plate-forme. Pour cela, nous avons utilisé les torseurs d'efforts et les signaux d'accélérométrie mesurés lors d'essais à vide. Les profils d'accélération correspondent à ceux testés sur les sujets.

Les signaux d'accélérométrie et d'efforts ont été filtrés à l'aide d'un filtre passe-bas de type Butterworth double passe du 2nd ordre, avec une fréquence de coupure de 10 Hz. Il apparaît que seul l'effort longitudinal est perturbé de manière significative, ce qui est cohérent avec le mouvement de translation du chariot. Les inerties de la partie mobile de la plate-forme peuvent donc être négligées.

La masse moyenne de la partie mobile est obtenue directement en moyennant au cours du temps le rapport entre la force et l'accélération longitudinales mesurées :

$$\overline{M}_{mobile} = \frac{\sum \frac{F_i}{\gamma_i}}{Fs \cdot \Delta t} \approx 10,7 \text{ kg}$$

avec \overline{M}_{mobile} la masse moyenne de la partie mobile de la plate-forme, Fs la fréquence d'échantillonnage, Δt la durée sur laquelle est calculée la masse moyenne, F_i et γ_i les efforts et accélérations longitudinales mesurés.

Le facteur correctif correspond donc au produit de l'accélération de la plate-forme par la masse mobile ainsi calculée. Les torseurs d'efforts entre le sujet et le sol évoqués par la suite sont systématiquement corrigés.

⇒ *Repères d'expression des efforts mesurés*

Les torseurs d'efforts mesurés sont initialement exprimés dans un repère propre aux plates-formes. Le calcul dynamique s'effectue dans le référentiel galiléen R0. Il faut donc, dans un 1er temps, exprimer ces torseurs dans ce repère de référence. Ce point est déterminant sur les résultats du calcul de dynamique inverse [McCa 95]. Ce passage a été décrit dans le chapitre consacré au protocole expérimental (cf. Chapitre 2 4.4/Fusion des données cinématiques et dynamiques page 56).

De plus, pour des raisons d'interprétation, il est intéressant de connaître les efforts appliqués directement sur le système mécanique. Les segments pieds ont été négligés. Les points d'expression naturels sont donc les centres articulaires des chevilles. Une simple relation de transport nous permet de modifier ainsi le repère d'expression.

3.2 Des résultats cohérents mais peu satisfaisants

Dans un premier temps, nous avons cherché à évaluer directement la qualité des résultats obtenus par comparaison des torseurs d'efforts appliqués par le bassin sur le torse calculés à l'aide des stratégies montantes et descendantes (cf. 2.4.4/Choix de la stratégie de calcul et vérification des résultats page 212).

Cette méthode a d'abord été testée sur un mouvement relativement simple enregistré lors d'essais préliminaires : le sujet se tient debout, un pied sur chaque plate-forme d'efforts et effectue un mouvement de balancier de bras (flexion extension des épaules Figure 6-12 ci-dessous). Ce mouvement convient bien à la mise en place de la méthode, car il est relativement lent, cyclique et met en jeu peu de segments. Les courbes de forces et de moments articulaires sont donc facilement interprétables.

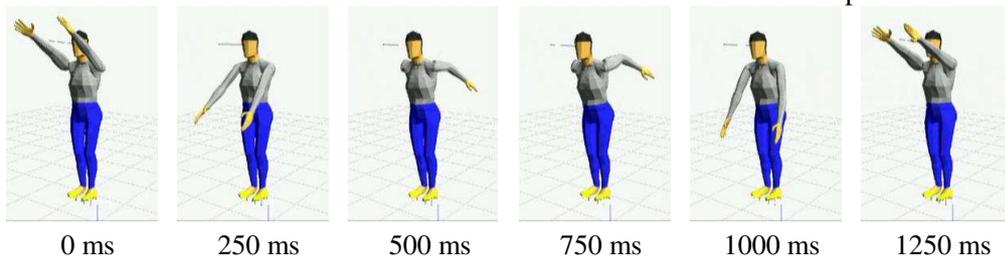


Figure 6-12 : mouvement de balancier des bras (un cycle)

La comparaison des torseurs d'efforts entre le bassin et le tronc calculés à l'aide des 2 stratégies est indiquée sur la Figure 6-13 ci-dessous. Au niveau des forces articulaires, les résultats sont cohérents : la forme des courbes est respectée, et les ordres de grandeur sont corrects. Les variations, dues à la dynamique des membres supérieurs, sont bien cycliques.

En revanche, les résultats sur les couples articulaires sont nettement moins bons. L'aspect cyclique est toujours présent, notamment sur les couples transverses, mais le bruit est extrêmement important. De plus, un écart constant apparaît sur les couples transversaux et longitudinaux. Une correction peut être appliquée pour améliorer la qualité des résultats (cf. Figure 6-14 ci-dessous). Comme cela sera montré plus loin, ce décalage est essentiellement dû aux erreurs faites lors de l'estimation des propriétés inertielles des segments. Celles-ci se traduisent par un décalage, pour un sujet au repos, entre la projection du centre de masse au sol et le centre de pression mesurée par les plates-formes d'efforts (cf. 4.1/ Détermination des propriétés inertielles page

224). Ces phénomènes apparaissent d'autant plus importants que les couples sont exprimés dans un repère centré sur l'articulation, et que leurs amplitudes sont donc relativement faibles.

La cohérence des résultats permet de valider le principe du calcul des efforts intersegmentaires par dynamique inverse. En revanche, la qualité des résultats, suffisante pour étudier le mouvement de balancier de bras, n'est pas satisfaisante.

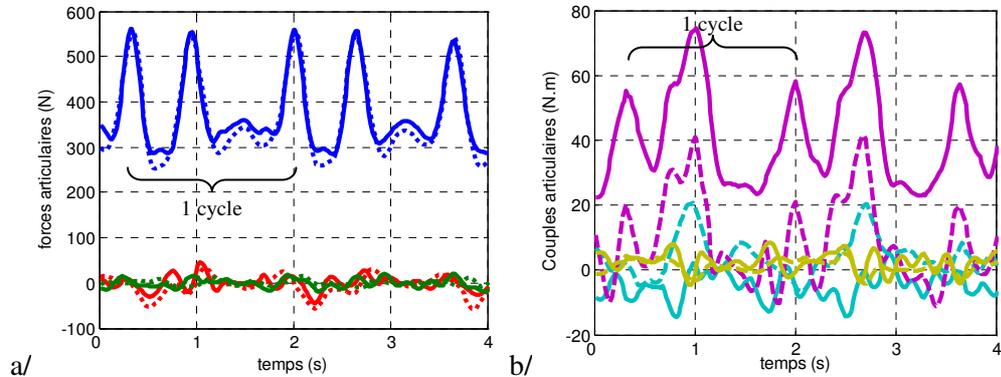


Figure 6-13 : comparaison des efforts exercés par le bassin sur le torse pour un mouvement de balancier des bras. Les torseurs sont calculés par stratégie descendante (traits pleins) et montante (pointillés) et exprimés dans le repère bassin.
 a/ forces (F_x rouge, F_y vert, F_z bleu); b/ couples (M_x turquoise, M_y violet, M_z doré).

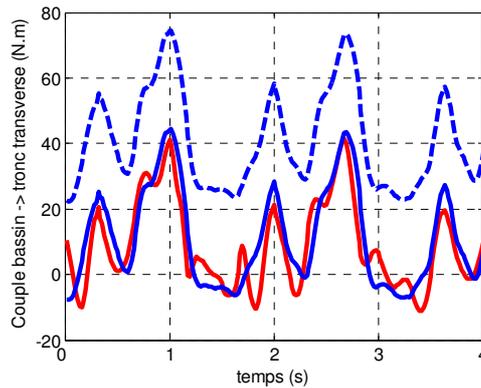


Figure 6-14 : couples transverse bassin-torse calculés par stratégie montante (rouge) et par stratégie descendante (bleu) avec et sans correction (respectivement trait plein et pointillé).

Nous avons ensuite cherché à appliquer cette méthode sur un des mouvements de rattrapage d'équilibre étudié dans cette étude et présenté sur la Figure 6-15 ci-dessous.

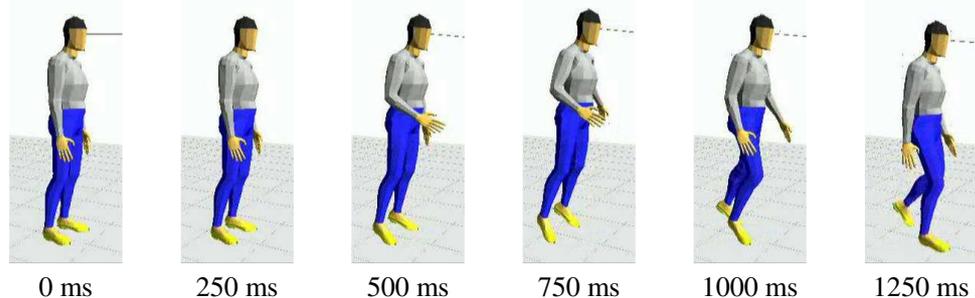


Figure 6-15 : mouvement de rattrapage d'équilibre étudié (réponse du sujet SN à la situation expérimentale 11)

La comparaison des torseurs d'efforts "montant" et "descendant" au niveau du bassin est présentée sur la Figure 6-16 ci-dessous. Le même constat que pour le précédent mouvement peut être effectué. Les courbes des forces articulaires calculées par

stratégies montante et descendante correspondent bien. En revanche, les résultats concernant les couples sont beaucoup trop bruités, et un décalage constant apparaît, notamment sur le couple transverse. Cela est encore plus critique que pour le mouvement précédent car l'amplitude des courbes est presque 4 fois plus faible, l'articulation lombo-sacrée étant en effet peu sollicitée dans ce type de mouvement.

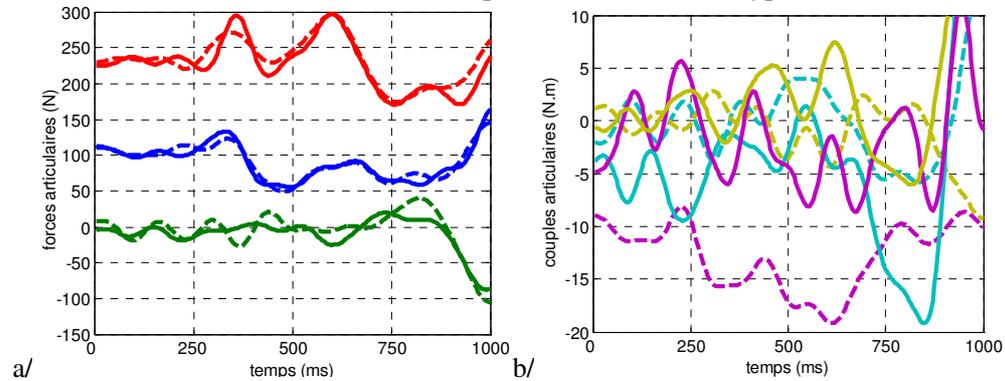


Figure 6-16 : comparaison des efforts exercés par le bassin sur le torse pour un mouvement de rattrapage d'équilibre. Les torseurs sont calculés par stratégie descendante (traits pleins) et montante (pointillés) et exprimés dans le repère bassin.

a/ forces (Fx rouge, Fy vert, Fz bleu); b/ couples (Mx turquoise, My violet, Mz doré).

Ainsi, la méthode utilisée permet d'obtenir des résultats cohérents. Cependant, la qualité de ces résultats n'est pas suffisante, particulièrement pour l'analyse des mouvements de rattrapage d'équilibre. Si le principe de la méthode semble correct, il est en revanche nécessaire d'améliorer la manière dont elle est mise en œuvre.

3.3 Recherche des points à améliorer : analyse de sensibilité

Il a été mis en évidence que la qualité des résultats obtenus avec la mise en œuvre la plus classique de la méthode de dynamique inverse n'est pas satisfaisante. Pour améliorer la qualité des résultats, il est d'abord nécessaire de déterminer quels points de la méthode posent problème.

Pour cela une analyse de sensibilité est menée. L'objectif est de déterminer l'influence des différentes entrées du calcul de dynamique inverse sur les efforts (forces et moments) calculés. En comparant l'influence de ces différentes variables avec leur précision estimée, il est ainsi possible de faire ressortir les principales sources d'erreurs.

Pour alléger le document, l'analyse de sensibilité est placée en annexe (cf. annexe 10/ Analyse de sensibilité du calcul des forces et moments articulaires page 333), comme cela a été fait au Chapitre 4. Seules les grandes lignes de la méthode et les principaux résultats sont indiqués dans ce chapitre.

3.3.1 Méthode

Le principe est identique que pour l'analyse de sensibilité menée sur la méthode de reconstruction de mouvement (cf. Chapitre 4 5.3/Sensibilité des résultats aux perturbations page 142). Il s'agit de déterminer la sensibilité des réponses du système étudié aux différents paramètres d'entrée.

⇒ paramètres d'entrée

Les paramètres d'entrée considérés sont :

- les composantes des torseurs d'efforts appliquées aux chevilles;
- les paramètres inertiels des segments;
- les valeurs des paramètres du mouvement;
- la continuité des paramètres du mouvement.

Afin de limiter le nombre de calculs et la quantité de résultats à analyser, ces perturbations n'ont pas été appliquées à toutes les entrées du calcul de dynamique inverse. Nous avons privilégié les perturbations ayant une influence sur les couples transverses et nous avons cherché à les appliquer à quelques segments/articulations représentatifs.

⇒ *variables de sorties*

Les variables de sortie sont les 6 composantes de chaque torseur d'efforts articulaire.

La sensibilité K_{rp} est calculée à chaque image du mouvement :

$$K_{rp}(im) = \frac{r_m(im) - r_{ref}(im)}{P_m - P_{ref}}$$

Les calculs sont effectués pour la plupart sur le mouvement du sujet SN lors de la situation expérimentale 11 (debout sans dispositif de maintien, perturbation faible). Afin de voir si les résultats peuvent être extrapolés à d'autres mouvements, 2 perturbations ont été testées sur 2 autres mouvements.

3.3.2 Résultats

⇒ *indépendance des sensibilités*

Sylva et Ambrosio [SIL 04a] ont montré que les sensibilités des résultats de la dynamique inverse sont indépendantes du niveau de perturbation appliqué en entrée. Cela a pu être vérifié dans cette étude pour les différents types de perturbations (paramètres inertiels, efforts extérieurs, paramètres du mouvement).

Ainsi, la relation liant à chaque image l'erreur en entrée de l'algorithme à l'erreur en sortie peut être considérée comme linéaire, tout au moins sur la plage d'erreurs possibles.

En revanche, les sensibilités dépendent du mouvement effectué par les sujets. Ainsi, les sensibilités calculées dans 2 situations expérimentales différentes, ou dans la même situation expérimentale mais pour 2 sujets différents, ne sont pas les mêmes. Cependant, les mouvements sont suffisamment ressemblants pour que les ordres de grandeur et les formes des courbes soient respectés. Les résultats obtenus pour le mouvement du sujet SN dans la situation expérimentale 11 peuvent donc être étendus à l'ensemble des mouvements de cette étude pour lesquels le sujet n'utilise pas de dispositif de maintien.

L'utilisation d'un dispositif de maintien modifie profondément la cinématique du rattrapage et cela a donc probablement une influence non négligeable sur la sensibilité du calcul de dynamique inverse. Ce point devra être vérifié.

⇒ conséquences pour la recherche des points à améliorer

Les valeurs des sensibilités calculées pour un mouvement peuvent donc être utilisables quelque soit le mouvement ou le niveau de la perturbation d'entrée. Grâce à cela, il est possible de relier les erreurs tolérables sur les sorties de l'algorithme aux erreurs critiques sur les données d'entrée. En particulier, il est aisé d'imposer les erreurs acceptables sur les forces et moments articulaires. Il est montré dans l'annexe (cf. page 338) qu'il est alors possible d'estimer quel niveau de précision doit être atteint sur les données d'entrée (paramètres inertiels, paramètres de mouvement, efforts extérieurs) afin de respecter ces critères.

3.3.3 Principaux points à améliorer

Nous avons vu précédemment qu'à partir des résultats de l'analyse de sensibilité, il est possible d'estimer les précisions nécessaires de chaque entrée en fonction de la précision souhaitée sur les résultats. La comparaison des valeurs d'erreurs admissibles en entrée de l'algorithme avec la précision estimée de ces données permet de faire ressortir les entrées critiques sur la qualité des résultats.

Pour illustrer cela, nous avons imposé de manière arbitraire des erreurs maximum constantes pour toutes les articulations : 10 N pour les composantes d'effort et 5 Nm pour les composantes de couples. Ces valeurs sont choisies en prenant en compte les objectifs de cette étude : l'analyse de l'évolution des couples articulaires, et non la génération d'une cinématique cohérente.

Ainsi, il apparaît que certaines données n'ont qu'une importance très limitée sur la qualité des résultats de la dynamique inverse. Il s'agit notamment des masses et inerties des segments et de la cinématique des segments distaux (exemple du genou).

En revanche, les entrées critiques sont essentiellement :

- la continuité des orientations des segments proximaux. En effet modifier l'orientation d'un segment proximal modifie la position de l'ensemble de la chaîne cinématique. Cela apparaît dans le tableau pour les accélérations en flexion des hanches ou pour l'orientation du bassin par rapport à l'axe transversal (Y).
- les efforts sol/chevilles sur l'axe du déplacement. En effet, des erreurs peuvent découler de la correction des effets inertiels des plates-formes d'efforts : mesure de l'accélération et estimation des paramètres inertiels des parties mobiles (cf. 3.1.3/ Application des efforts extérieurs au système page 218).
- les positions des centres de gravité des segments. En effet, des erreurs relativement importantes peuvent être effectuées sur l'estimation de ces paramètres (cf. 4.1.2/ Evaluation de la qualité des BSIPs estimés page 225), alors que leur influence n'est pas négligeable. Cela contredit l'usage qui est de considérer que les paramètres inertiels ont une influence minime sur les résultats de la dynamique inverse.

4/ 2^{ème} étape : améliorations

La mise en œuvre classique de la méthode de dynamique inverse retenue (l'algorithme récursif de Newton-Euler) a été présentée dans la partie précédente. Nous avons montré que les résultats obtenus avec cette mise en œuvre classique sont cohérents mais que leur qualité n'est pas satisfaisante pour l'analyse du rattrapage d'équilibre. Une analyse de sensibilité nous a permis de mettre en évidence quels étaient les paramètres limitant la qualité des résultats.

L'objectif de cette partie est de tenter d'améliorer la qualité des résultats en travaillant sur ces paramètres. Les principales modifications concernent la détermination des paramètres inertiels et l'obtention des données d'accélérométrie des segments à partir des données cinématiques : lissage des données, dérivation, etc. L'influence de ces modifications sur les résultats de la dynamique inverse sera présentée à la fin de cette partie. Nous verrons que ces modifications permettent d'améliorer les résultats, mais que ceux-ci sont encore relativement bruités. Dans la partie suivante, nous verrons cependant que ces résultats, moyennant un traitement adéquat, sont tout à fait exploitables.

4.1 Détermination des propriétés inertielles

Nous avons montré que la qualité de l'estimation de la position du centre de gravité des segments pouvait être déterminante sur la qualité des résultats de la dynamique inverse. Le choix des régressions utilisées n'est donc pas anodin. De fait, en plus des régressions classiques de DeLeva utilisées dans un premier temps, nous avons testé une nouvelle série de régressions proposées par Dumas et al., et nous avons cherché à estimer si celles-ci sont plus intéressantes pour cette étude.

4.1.1 La nouvelle série de régressions envisagée [DUM 06b]

Dumas et al. ont récemment proposé une série de régressions qui permet d'obtenir la position 3D des centres de masse ainsi que les produits et moments d'inertie dans les repères locaux conventionnels des segments définis par l'ISB ([WU 02], [WU 05]). Ces équations se basent sur les données stéréophotogrammétriques de McConville et al. [McCo 80] et Young et al. [YOU 83]. Ces données sont ajustées dans les repères conventionnels des segments, et exprimées en fonction de la longueur des segments et de la masse des sujets. La longueur des segments est déterminée à partir de points particuliers facilement utilisables en analyse du mouvement : centres articulaires ou points anatomiques externes. La position des principaux points anatomiques dans les repères locaux conventionnels est également donnée à l'aide de tables. Cela permet de calculer l'opérateur de passage entre les repères conventionnels des segments et les repères dynamiques utilisés dans cette étude, et d'exprimer les informations inertielles dans les repères dynamiques de cette étude.

4.1.2 Evaluation de la qualité des BSIPs¹⁶ estimés

La méthode la plus simple pour évaluer la qualité des régressions est de comparer directement les BSIPs estimés à leur valeur théorique. La difficulté pour obtenir ces valeurs de références explique que ce type d'information sur la qualité des régressions est rare dans la littérature. Dumas et al. comparent les résultats des régressions de DeLeva et de Dumas et al. aux données obtenues sur le même sujet à partir de radiographies bi-planaires basse dose [DUM 06c], considérées comme valeurs de référence. Cependant, les résultats ne sont donnés que pour le segment cuisse. La comparaison directe ne permet donc pas de déterminer quel type de régressions est le plus pertinent pour cette étude, mais permet de mettre en évidence les différences de résultats entre 2 jeux de régressions.

En revanche, il est possible d'estimer indirectement la qualité des BSIPs obtenus : une technique simple consiste à évaluer si ceux-ci permettent de vérifier les lois mécaniques fondamentales pour le système global. Dans cette étude, conformément aux résultats de l'analyse de sensibilité, on ne s'intéresse qu'à la pertinence du positionnement des centres de masse des segments. Pour cela, un bon estimateur est l'écart entre la projection au sol du centre de masse du corps complet (CoM) avec le centre de pression (CoP) pour un sujet debout. En statique ces 2 points doivent coïncider.

Le centre masse des différents segments est estimé à partir des régressions. La posture du sujet est reconstruite à l'aide de la méthode décrite au Chapitre 4. Le centre de masse global est calculé comme étant le barycentre des centres de masse des segments. Le CoP est directement mesuré à l'aide des plates-formes d'efforts. C'est une information extrêmement précise, qui sert donc de référence pour la comparaison avec le centre de masse. Les régressions pour lesquelles l'écart entre le CoM et le CoP est le plus faible seront donc les plus pertinentes.

Cet estimateur est relativement sensible puisqu'un décalage entre ces 2 points engendre un déséquilibre entre les couples articulaires calculés uniquement à l'aide des paramètres inertiels (stratégie descendante) et ceux prenant en compte les informations des plates-formes d'efforts (stratégie montante). L'ordre de grandeur de l'écart entre couples montant et descendant est donné par le produit entre la masse du sujet et la distance entre le CoM et le CoP. Une erreur d'1cm pour un sujet de 80 kg engendre donc une erreur de 8 N.m, ce qui est très important au vue des valeurs des couples articulaires mis en jeu dans cette étude (cf. Figure 6-16 page 221 par exemple).

Cette méthode de validation indirecte prend en compte plusieurs sources d'erreurs : précision des régressions bien sur, mais aussi erreur de reconstruction de la posture, erreur de dimensionnement des sujets, positionnement des marqueurs sur les points

¹⁶ BSIPs : Body Segment Inertia Properties

anatomiques, etc. Une analyse de la variance doit permettre de séparer ces différentes sources d'erreur et de n'isoler que l'influence des régressions.

4.1.3 Résultats 1 : comparaison directe des BSIPs calculés avec les régressions de Dumas et al. ou DeLeva

Les BSIPs ont été calculés pour 9 sujets dans 1 ou 2 positions initiales différentes (cf. Tableau 6-4 page 227) à l'aide des régressions de DeLeva et Dumas et al.. Les moyennes, sur ces 15 données, des différences constatées pour les différents paramètres inertiels et les différents segments sont indiquées dans le Tableau 6-3 ci-dessous.

Les écarts entre les résultats obtenus avec les 2 types de régressions peuvent être très importants. Cela est plus particulièrement vrai pour les segments les plus pesants et "non longs" (tête, bassin, torse). Les principales différences apparaissent sur :

- les inerties des segments les plus lourds, et notamment pour le torse où l'ordre de grandeur des erreurs relatives s'élève à 100 % sur moments et 200 % pour produits.
- la masse des segments les plus lourds, notamment le bassin (erreur relative de l'ordre de 30%).
- la position des centres de masse : 1/ sur l'axe z (longitudinal) où l'erreur relative atteint 30% pour les bras; 2/ sur l'axe x (perpendiculaire au plan frontal) où cette erreur atteint 150% pour les segments "non longs" (bassin, torse et tête).

On peut remarquer que les écarts constatés ici sur les BSIPs de la cuisse exprimés dans le repère de la dynamique inverse de cette étude sont cohérents avec ceux relevés par Dumas et al. pour les BSIPs du même segment, exprimés dans les repères conventionnels [DUM 06c].

Tableau 6-3 : différences moyennes des BSIPs obtenus avec les régressions de DeLeva ou Dumas et al.

		tête	torse	bassin	bras	av-bras	cuisse	jambe
Masse (kg)		0.2	-0.7	-2.2	0.2	-0.1	1.4	0.1
Centre de masse (mm)	<i>x</i>	54	70	82	-5	-2	18	15
	<i>y</i>	-1	-5	-7	8	-3	-14	-2
	<i>z</i>	-6	-18	-56	38	31	-11	13
Inerties (kg.cm ²)	<i>I_{xx}</i>	-50	4147	-429	-7	-60	735	-208
	<i>I_{yy}</i>	-75	-368	-439	-33	-58	633	-228
	<i>I_{zz}</i>	1	-5102	-607	14	-6	60	-13
	<i>I_{yz}</i>	-5	132	-5	-1	0	84	0
	<i>I_{xz}</i>	-60	6387	93	-6	-2	-84	44
	<i>I_{xy}</i>	-6	-4	24	4	0	-7	-3

Les différences constatées entre les résultats des 2 séries de régressions peuvent s'expliquer en partie : les populations dont sont issues les données initiales sont différentes, la segmentation du corps en segments n'est pas tout à fait identique, les régressions de DeLeva sont basées sur des hypothèses fortes, et sa description des axes longitudinaux n'est pas toujours très explicite (cf. 4.1.1/ La nouvelle série de régressions envisagée page 224). L'ordre de grandeur des différences entre les

multiples régressions que l'on trouve dans la littérature est de 30% à 40% ([RAO 06], [PEA 99], [DUR 03]).

Cette méthode de comparaison directe permet de constater les différences existant entre les 2 tables de régressions utilisées. Cependant, les conséquences de ces différences sur les résultats de la dynamique sont difficiles à estimer. En effet, l'influence des paramètres dépend du type de mouvement étudié, des postures prises par les sujets, etc. Le constat des différences sur les BSIPs calculés n'est donc pas suffisant à déterminer quelle est la série de régressions la plus adaptée à cette étude.

4.1.4 Résultats 2 : L'utilisation des régressions de Dumas et al. améliore les résultats

L'influence des régressions de DeLeva et Dumas et al. a été estimée en comparant les positions des CoM et CoP de sujets en posture statique. Cette comparaison a été faite sur la 1ère image des mouvements pour 2 situations expérimentales différentes (situations 11 et 21 : sujet debout sans appui). Une inspection visuelle permet de s'assurer que la posture des sujets peut être considérée comme statique. S'ils sont en mouvement, les données ne sont pas prises en compte. Au bilan 9 sujets ont été considérés dans 1 ou 2 positions initiales. Les 15 positions ainsi prises en compte sont listées dans le Tableau 6-4 ci-dessous.

Pour chacune d'entre elles, le CoM a été déterminé à l'aide des régressions de DeLeva et de Dumas et al., et sa position a été comparée à celle du CoP mesurée par les plates-formes d'efforts. Les résultats sont indiqués dans le Tableau 6-4 ci-dessous.

Tableau 6-4 : écart CoM-CoP en mm sur les axes Antéro-Postérieur (AP) et médio-latéral (ML) pour les postures initiales de différents essais et pour 2 types de régressions.

sujet	s. exp.	Dumas et al.		DeLeva.	
		AP	ML	AP	ML
AD	11	-18	-3	27	0
	12	-26	3	21	4
DM	12	-12	5	39	1
GP	11	-15	-1	36	6
JB	11	-24	12	23	8
	12	-29	5	17	3
LR	11	-6	3	30	2
	12	-5	-4	31	-4
OL	11	-20	13	16	15
	12	-17	8	19	11
RM	12	-9	-3	21	-1
RR	11	-23	11	23	9
	12	-25	12	21	13
SN	11	-12	4	37	9
	12	-14	3	34	5
moyenne		-16.9	4.7	26.3	5.3
<i>s.d.</i>		<i>7.4</i>	<i>5.7</i>	<i>7.6</i>	<i>5.5</i>

Afin de déterminer quels facteurs sont influents, une analyse de la variance a été menée. La variable dépendante est l'écart sur l'axe longitudinal entre le CoP et le CoM. Les variables indépendantes sont : 1/ le jeu de régressions utilisé (DeLeva ou Dumas et al.); 2/ le sujet sur lequel a été faite la comparaison; 3/ la situation expérimentale testée.

Une première analyse a été menée en ne prenant en compte que les sujets pour lesquels les données de 2 essais sont disponibles (AD, JB, LR, OL, RR, SN). Le but est de tester si le facteur essai a une influence significative sur l'écart CoM-CoP. Les résultats sont dans le Tableau 6-5 ci-dessous.

Tableau 6-5 : ANOVA à 3 facteurs sur l'écart CoM-CoP menée sur les 12 essais des sujets AD, JB, LR, OL, RR et SN.

Facteurs	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
régressions	11180	1	11180	773.8	0
essai	28	1	28	1.9	0.18
sujet	916	5	183	12.7	0
Erreur	231	16	14		
Total	12355	23			

Le facteur "essai" n'a pas une influence significative. De fait, les résultats des situations expérimentales 11 ou 12 pourront donc être pris en compte indifféremment. De plus le seul paramètre variant entre 2 essais d'un même sujet est sa posture reconstruite. On peut donc en déduire que si la reconstruction de mouvement a une influence sur la position du CoM, ce biais peut être considéré comme constant.

On relance donc l'étude sur l'ensemble des données en ne s'intéressant plus qu'aux 2 facteurs "régressions" et "sujet", ainsi qu'à leur interaction. Les résultats de l'ANOVA sont donnés dans le Tableau 6-6 ci-dessous.

Tableau 6-6 : ANOVA complète à 2 facteurs sur l'écart CoM-CoP menée sur l'ensemble des données.

Facteurs	Sum Sq.	ddl	Mean Sq.	F	p
régressions	12740	1	12740	1513.7	0
sujet	1186	8	148	17.6	0
régressions*sujet	306	8	38	4.5	0.001
Erreur	101	12	8		
Total	15677	29			

Les 2 facteurs et l'interaction ont une influence significative. Comme on pouvait s'en douter, le type de régressions choisi a donc une influence sur la distance entre le CoM et le CoP. En revanche, il apparaît aussi que le sujet étudié a un effet sur les résultats, et que l'influence de la méthode est variable en fonction du sujet étudié. Pour illustrer ce dernier point, la différence entre les CoM obtenus pour les 2 méthodes est représenté sur la Figure 6-17 ci-dessous. On retrouve le fait que le paramètre "essai" n'est pas influent, mais que l'écart entre les CoM obtenus avec les 2 types de régressions varie en fonction des sujets.

L'influence du dimensionnement des sujets et du positionnement des marqueurs sur les points anatomiques sur la précision des résultats ne peut donc pas être négligée.

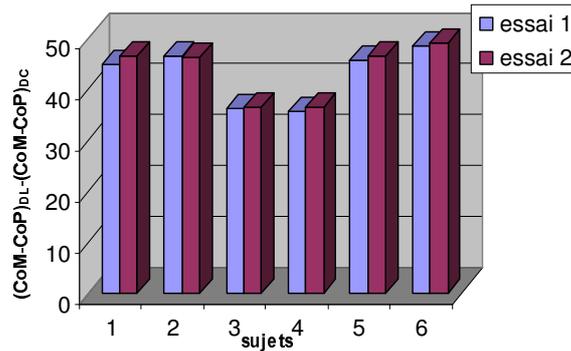


Figure 6-17 : $(CoM-CoP)_{DL} - (CoM-CoP)_{DC}$ pour les 6 sujets pour lesquels les données de 2 essais sont disponibles (AD, JB, LR, OL, RR, SN)

Enfin, les résultats de l'ANOVA montrent que le type de régressions utilisé a une influence significative sur la position du CoM par rapport au CoP. Les résultats d'une comparaison des moyennes par paires, illustrés sur la Figure 6-18 ci-dessous, montrent que les régressions Dumas et al. minimisent significativement la distance entre le CoP et le CoM. En moyenne cette distance est réduite de 1cm. L'utilisation de ces régressions améliore donc les résultats de manière significative.

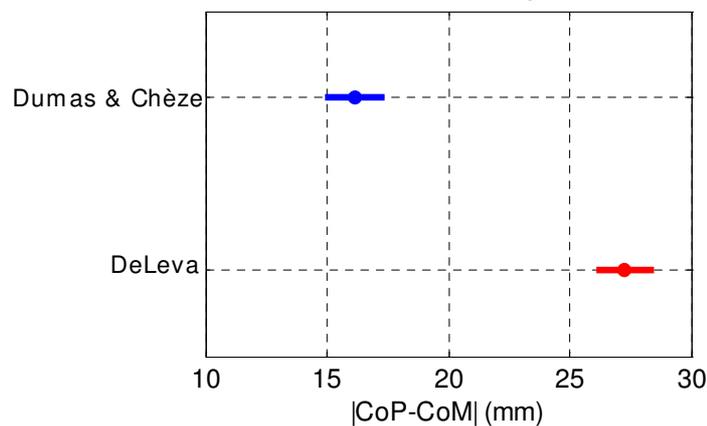


Figure 6-18 : moyenne et intervalle de confiance à 95% de la distance entre le CoM et le CoP pour les 2 types de régressions utilisés

4.1.5 Discussion

Les différences entre les BSIPs estimées à l'aide des régressions de DeLeva et de Dumas et al. sont importantes. Sur le positionnement des centres de masse des segments, point critique dans cette étude, cela se retrouve au niveau de la position du centre de masse global par rapport au centre de pression. Ces résultats sont illustrés pour un sujet sur la Figure 6-19 ci-dessous.

Les régressions de DeLeva tendent à positionner le centre de masse global en avant du sujet, tandis que celle de Dumas et al. le situe légèrement en arrière. Ce problème vient principalement du positionnement des centres de masse des segments du tronc : bassin, torse et, dans un moindre mesure, tête. En effet, DeLeva positionne les centres de masse pour ces segments sur des axes situés vers l'avant du sujet (du centre des hanches vers le nombril ou du centre des hanches vers le suprasternum) tandis que Dumas et al. les positionnent par rapport à des axes situés ou orientés vers l'arrière du corps (du centre des hanches vers L5S1, ou de L5S1 vers T1C7). Ces segments étant les plus lourds (presque la moitié de la masse corporelle), ces écarts de

positionnement sur l'axe longitudinal se retrouvent sur le positionnement du centre de masse global.

D'une manière générale, on peut constater que les écarts entre les résultats de DeLeva et ceux de Dumas et al. pour les membres inférieurs sont faibles, surtout concernant la position des centres de masse des segments cuisse et jambe. L'utilisation des régressions de DeLeva ne pose donc pas de problème dans le cadre d'études quasi statiques se limitant aux membres inférieurs, telle que l'analyse de la marche. En revanche, il est nécessaire de prendre beaucoup plus de précautions pour des analyses 3D portant sur le corps complet.

Le choix du type de régressions utilisé a donc une influence déterminante sur la qualité des résultats. Il serait intéressant d'étendre ce travail d'évaluation des régressions à d'autres types de population et de mouvements.

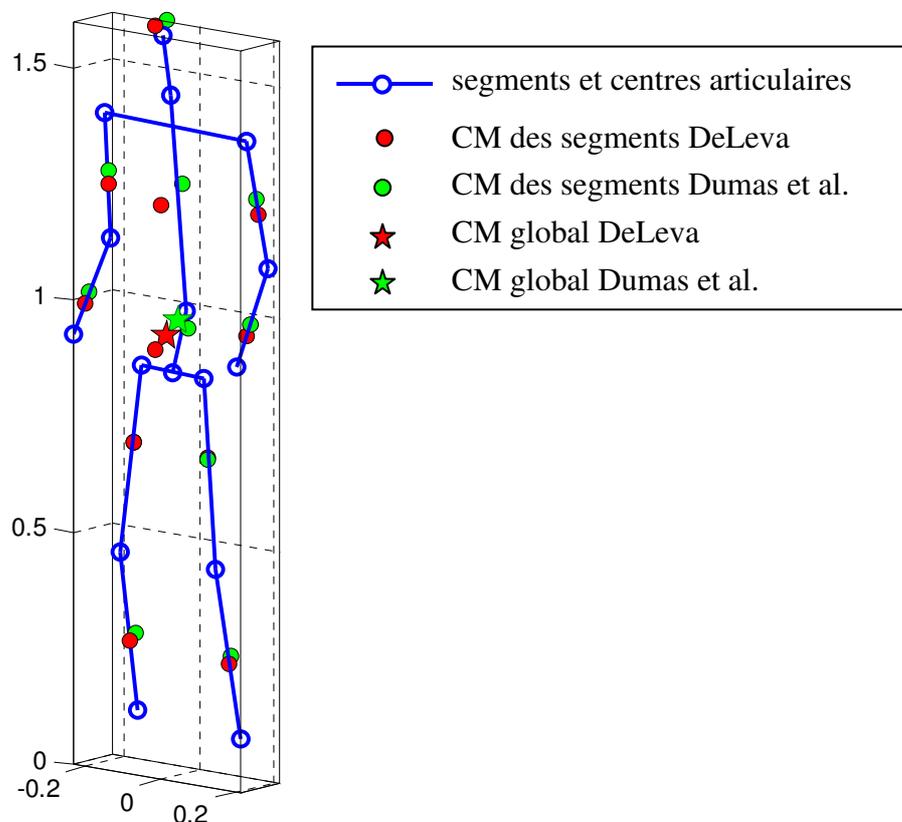


Figure 6-19 : illustration pour 1 sujet du positionnement des centres de masse par rapport à la chaîne squelettique estimée avec les régressions de DeLeva et de Dumas et al.

4.2 Dérivation des données cinématiques

Dans la partie précédente, nous avons mis en évidence l'influence des accélérations des segments sur les résultats de la dynamique inverse. Ces informations d'accélération sont obtenues par dérivation des informations de position à chaque instant du mouvement. Pour tenter d'améliorer la qualité des résultats de la dynamique inverse, plusieurs questions se sont posées sur l'ensemble de ce processus de dérivation.

La première étape est naturellement celle du choix de la méthode de dérivation numérique. La principale difficulté est que ces méthodes amplifient les discontinuités existant dans les signaux expérimentaux. Il est donc nécessaire de se préoccuper du

problème de lissage des signaux pour obtenir des résultats cohérents. Une autre question se pose du fait du formalisme des matrices homogènes utilisé dans cette étude : comment traiter la redondance de ce formalisme (12 paramètres pour 6 degrés de liberté) ?

Remarque : En améliorant le processus de dérivation et de lissage des données, on améliore aussi le calcul de la correction des effets inertiels sur les efforts plate-forme. En effet, la valeur du facteur correctif est donnée par le produit de la masse de la partie mobile des plates-formes par leur accélération, qui est obtenue par double dérivation de la position des marqueurs fixés dessus. Or la détermination de ce facteur correctif est la principale source d'erreur supposée sur la mesure des efforts entre la plate-forme mobile et le sujet. Bien que ce paragraphe ne parle que des accélérations segmentaires, l'amélioration des techniques de dérivation influe aussi sur un autre point critique de la méthode de dynamique inverse : l'application des efforts extérieurs sur le système.

4.2.1 Méthodes de dérivation

Il existe plusieurs méthodes pour obtenir la dérivée d'un signal. La technique la plus classique est celle des différences finies. D'autres méthodes peuvent être envisagées, telle que l'interpolation du signal par une fonction dont on connaît la description analytique et la dérivation analytique du signal interpolé.

⇒ le problème de l'amplification du bruit

Quelque soit la méthode envisagée, la difficulté majeure de ces techniques de dérivation numérique est qu'elles ont tendance à amplifier les discontinuités existant dans les signaux expérimentaux. Lanshammar [LAN 82] estime de manière théorique le rapport minimum entre l'écart type d'un bruit blanc ajouté au signal de base et l'écart type du bruit sur la $k^{\text{ième}}$ dérivée du signal de base par :

$$\frac{\sigma_k}{\sigma_f} \geq \sqrt{\frac{T \cdot \omega_s^{2k+1}}{\pi \cdot (2k+1)}}$$

Avec :

k : ordre de la dérivée à estimer

σ_k : écart type du bruit sur la $k^{\text{ième}}$ dérivée du signal de référence

σ_f : écart type du bruit sur le signal de référence

T : période d'acquisition

ω_s : bande de fréquence du signal (hyp. : le signal ne contient pas d'information de fréquences supérieures à ω_s rad/s).

Dans le cas de cette étude par exemple, on recherche la dérivée seconde de signaux acquis toutes les 5 ms, et dont le contenu fréquentiel reste inférieur à 15 Hz. Ainsi, le niveau de bruit entre les signaux de déplacements et les signaux d'accélération obtenus par double dérivation est supérieur à 15 !

Une multitude de techniques peuvent être mises en œuvre pour limiter ce problème : application de filtres, lissage par interpolation, augmentation de la fenêtre de dérivation, travail dans l'espace fréquentiel (séries de Fourier), etc. La difficulté de

l'utilisation de ces méthodes se trouve dans le bon compromis à trouver entre le bruit sur les dérivées et la perte d'information due à un lissage trop important.

A l'heure actuelle, le choix de la méthode la mieux adaptée pour calculer les accélérations à partir des données position n'est pas encore tranché. Giakas et Baltzopoulos [GIA 97] ont testé les principales techniques permettant d'ajuster automatiquement le niveau de lissage des données : analyse du spectre fréquentiel [DAM 90], "generalised cross validation" ([WOL 86], [DOH 88]), interpolation par des splines [SIM 91], analyse des résidus [WIN 90], etc. Appliquées à un large ensemble de signaux de positions de marqueurs cutanés mesurés au cours de cycles de marche, aucune de ces techniques ne s'est avérée satisfaisante dans tous les cas de figure.

Récemment, certaines méthodes temps-fréquence ont été mises en place pour adapter automatiquement le niveau de lissage des données au contenu fréquentiel du signal à chaque instant du mouvement. Ces techniques se sont avérées efficaces pour traiter des signaux contenant d'importantes non-stationnarités : impacts dû à l'atterrissage d'un saut [GEO 02], à une frappe dans un ballon [NUN 06], etc. Cependant, leur efficacité dans le cas où le contenu fréquentiel des signaux de position ne varie pas de manière importante n'est pas démontrée.

⇒ *discontinuité en bordure*

Un autre type de difficulté lorsque l'on travaille sur des signaux de dimension finie est celui du calcul des dérivées et du lissage des signaux au voisinage des bornes du signal. Ce problème est souvent mentionné "endpoint error" dans la littérature. Il décrit le comportement erratique des données d'accélération, obtenues par lissage et différenciation numérique des données de position, au début et à la fin du signal.

Cependant, il existe des techniques simples à mettre en œuvre qui permettent de limiter les erreurs commises [VIN 96]. De plus, dans le cas de cette étude, la partie utile (analysée) des signaux ne couvre pas l'ensemble de la période d'enregistrement. Il est possible de vérifier que ces effets de bords n'influent pas sur la partie utile.

⇒ *la méthode retenue*

Dans cette étude, le contenu fréquentiel des signaux de position ne varie pas de manière importante au cours du mouvement. Ainsi, il n'est pas nécessaire de recourir à des méthodes temps-fréquence poussées. Nous avons donc choisi de mettre en œuvre la méthode des résidus, initialement proposées par Winter [WIN 90].

Les accélérations sont obtenues en dérivant deux fois les positions à l'aide de la méthode des différences finies du 1^{er} ordre. A chaque étape de dérivation, les signaux sont filtrés à l'aide de filtre de type Butterworth sans déphasage d'ordre 2. L'utilisation des différences finies du 1^{er} ordre n'engendre pas de lissage des données [PEZ 77], ce qui permet de séparer clairement les processus de dérivation et de lissage.

Le lissage est donc uniquement ajusté à l'aide des fréquences de coupure des filtres. L'analyse des résidus est utilisée pour déterminer la fréquence de coupure du filtre qui supprime au mieux le bruit sans déformer le signal. Cette fréquence de coupure optimale est déterminée pour chaque paramètre du mouvement et est constante pour l'ensemble du mouvement. Dans cette étude, nous avons repris la mise en œuvre

proposée par Silva [SIL 04b] qui permet d'automatiser ce processus de détermination de la fréquence de coupure optimale.

Le principe est relativement simple : le signal analysé est filtré avec plusieurs fréquences de coupure. L'écart entre le signal original et le signal filtré, appelé résidu, est alors calculé de la manière suivante :

$$R(f_c) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - x_i^{f_c})^2}{N}}$$

L'évolution de ce résidu en fonction de la fréquence de coupure est caractéristique et peut être séparée en 2 parties distinctes (cf. Figure 6-20 ci-dessous) :

- pour les faibles fréquences de coupure, le résidu augmente très fortement et de manière non linéaire lorsque les fréquences de coupure diminuent.
- pour les fréquences de coupure importantes, le résidu décroît de manière linéaire avec la fréquence de coupure.

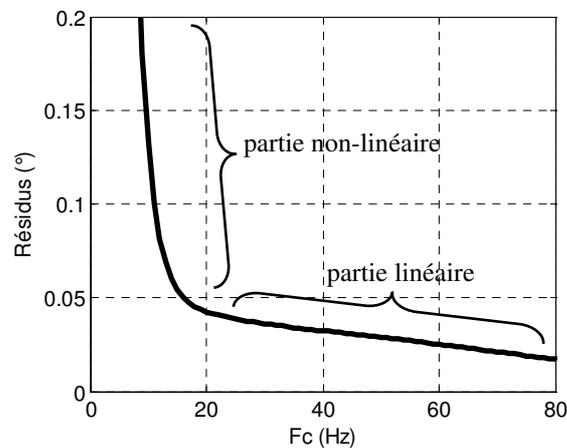


Figure 6-20 : exemple typique d'évolution du résidu en fonction de la fréquence de coupure (angle de flexion du genou droit dans le mouvement du sujet SN en réponse à la situation expérimentale 11)

L'analyse de la forme de ces courbes se base sur une hypothèse classique de répartition du contenu fréquentiel des signaux : les informations propres au bruit additionnel sont de fréquence plus élevée et de densité spectrale moins importante que celles propres au signal, comme illustré sur la Figure 6-21 ci-dessous.

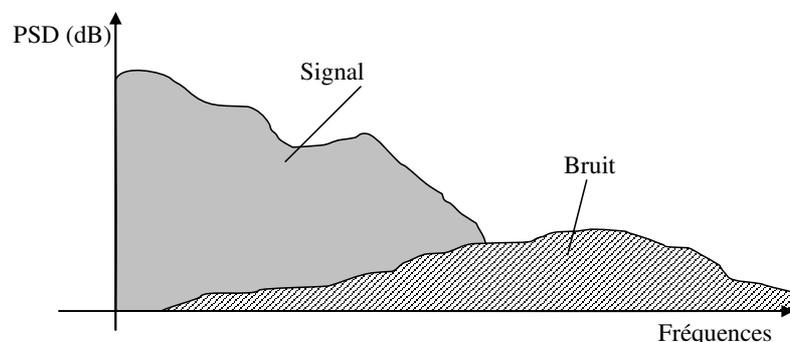


Figure 6-21 : hypothèse sur la répartition des contenus fréquentiels des signaux

Ainsi, la phase non linéaire de la courbe représentant l'évolution du résidu en fonction de la fréquence de coupure correspond à la distorsion du signal : le filtre, de fréquence de coupure trop basse, supprime une partie des informations propres au signal. En revanche, la phase linéaire correspond à l'atténuation progressive du bruit. L'objectif est alors de trouver la fréquence de coupure optimale, c'est-à-dire celle qui fera le meilleur compromis entre une atténuation du bruit importante et une distorsion du signal faible.

Pour cela, on émet l'hypothèse que l'atténuation du bruit par filtrage est une fonction linéaire de la fréquence de coupure. Si le signal n'était composé que de bruit, la courbe $R = f(f_c)$ ne serait composée que de la partie linéaire. Une estimation de l'amplitude moyenne du bruit est donc donnée par la valeur de résidu correspondant à l'intersection entre le prolongement de la partie linéaire de la courbe et l'axe des ordonnées.

La distance entre la courbe d'évolution du résidu et le prolongement de la partie linéaire est donc un indicateur du niveau de distorsion du signal. De même, la distance entre le prolongement de la partie linéaire et la ligne horizontale représentant l'amplitude moyenne du bruit est un indicateur de l'atténuation du bruit. Un critère possible pour déterminer la fréquence de coupure optimale est donc d'égaliser ces 2 distances. Graphiquement, la fréquence de coupure optimale est donc l'intersection entre la valeur estimée de l'amplitude moyenne du bruit et la courbe d'évolution du résidu.

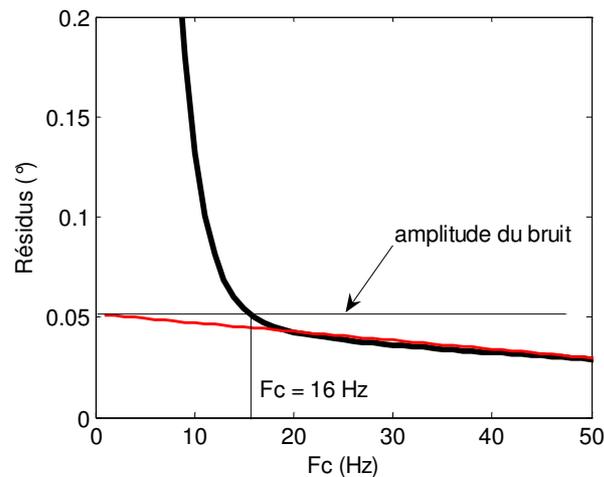


Figure 6-22 : illustration de la détermination automatique de la fréquence de coupure optimale (angle de flexion du genou droit dans le mouvement du sujet SN en réponse à la situation expérimentale 11)

Pour déterminer l'amplitude moyenne du bruit, la partie linéaire de la courbe est estimée par régression : on recherche la meilleure droite passant au mieux par l'ensemble des points de la courbe de l'évolution du résidu et on calcule la corrélation entre la droite et la courbe. Tant que la corrélation est inférieure à un certain seuil, on réitère l'opération sans prendre en compte le point correspondant à la fréquence de coupure la plus basse. Ainsi, de manière itérative, on n'isole que la partie linéaire de la courbe, correspondant à des fréquences de coupure élevées. Le résultat dépend du seuil fixé sur le coefficient de corrélation et de la quantité de données initialement prises en compte, comme l'indique la Figure 6-23 ci-dessous.

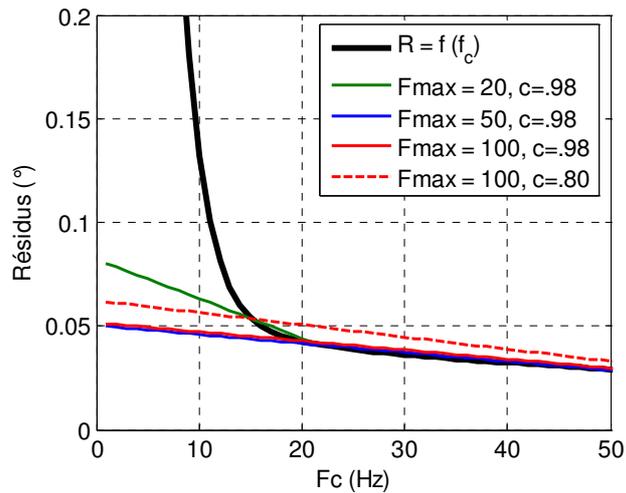


Figure 6-23 : influence du nombre de points (F_{max}) et du seuil de corrélation (c) sur l'interpolation de la partie linéaire de la courbe de résidu.

Dans cette étude, les fréquences de coupure ont été incrémentées d'1 hertz jusqu'à la moitié de la fréquence d'acquisition (100 Hz). Le seuil sur le coefficient de corrélation a été fixé à 0.98.

⇒ Résultats

Cette technique est appliquée automatiquement à l'ensemble des paramètres de mouvement. A titre d'exemple, la Figure 6-24 ci-dessous indique les fréquences de coupure obtenues pour les paramètres du mouvement des 40 ddl du mannequin numérique pour un mouvement lent (sujet SN, situation expérimentale 11) et un rapide (sujet SN, situation expérimentale 21).

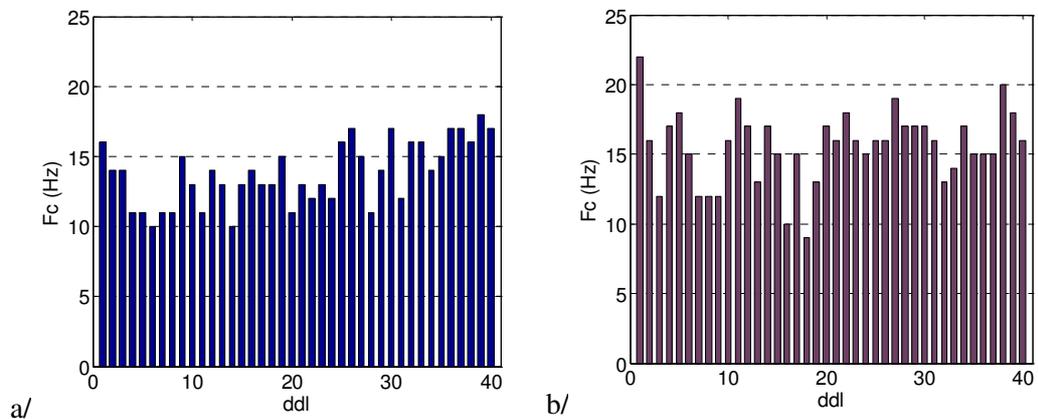


Figure 6-24 : fréquences de coupure obtenues par analyse des résidus pour les 40 ddl de 2 mouvements : a/ mouvement "lent" (sujet SN, situation expérimentale 11); b/ mouvement "rapide" (sujet SN, situation expérimentale 12).

Il apparaît tout d'abord que l'ordre de grandeur des fréquences de coupure déterminées automatiquement (entre 10 et 15 Hz) est cohérent avec ceux de la littérature, et ceux déterminés par inspection visuelle des résultats (cf. 3.1.2/ Dérivation des données cinématiques page 217).

Les fréquences de coupure ont tendance à augmenter avec le niveau de perturbation des mouvements. Cela correspond au fait que les mouvements sont plus rapides à fort niveau de perturbation.

Enfin, l'intérêt de la méthode apparaît lorsque l'on observe les différences de fréquences de coupure entre les ddl pour un même mouvement : il est possible d'avoir un rapport supérieur à 2 entre les ddls ! Une fréquence de coupure moyenne pour l'ensemble des ddls aurait donc engendré une distorsion importante du signal de certains ddl, tout en en laissant d'autres très bruités.

En moyenne, l'influence de cette méthode reste limitée, les fréquences de coupure trouvées étant très proches de celles déterminées par inspection visuelle. Cependant, cette méthode permet d'apporter une réponse concrète au choix du niveau de lissage des données de mouvement pour le calcul des paramètres d'accélération. De plus son aspect automatique permet de traiter rapidement un grand nombre de signaux, et ainsi d'ajuster les fréquences à chaque ddl du système étudié. Pour certains ddl, cela peut avoir une influence déterminante.

4.2.2 Cohérence des matrices vitesse et accélération

Dans cette étude, nous avons choisi d'effectuer les calculs de dynamique inverse à l'aide du formalisme des matrices homogènes. Une des caractéristiques de ce formalisme est d'être redondant : 12 paramètres sont utilisés pour décrire 6 degrés de liberté. Ces paramètres sont donc reliés par 6 relations : les vecteurs de la partie 3*3 des matrices de position représentant la matrice de rotation sont unitaires et orthogonaux.

⇒ *la perte de consistance des matrices vitesse et accélération*

Dans un premier temps (cf. 3.1/ Mise en œuvre classique page 214), les 12 paramètres des matrices homogènes de position ont été traités indépendamment. Or, les contraintes reliant les paramètres des matrices de position ne sont pas exprimées de manière explicite. De fait, suite à la dérivation et à la filtration terme à terme des matrices position puis vitesse, ces relations ne sont plus respectées, et les matrices vitesse et accélération ne sont plus consistantes. Pour les matrices vitesse par exemple, la partie 3*3 supérieure gauche correspond à l'opérateur matriciel du vecteur rotation du segment, et doit être antisymétrique par définition. Il est aisé de vérifier que cette propriété n'est plus respectée, comme l'illustre l'exemple numérique de la Figure 6-26 page 238.

Ce problème n'est pas pris en compte dans la littérature. Afin d'en estimer l'importance, nous avons envisagé une méthode alternative permettant le calcul de matrices homogènes de vitesse et d'accélération consistantes. La comparaison des résultats obtenus avec l'une ou l'autre de ces techniques permettra de mieux comprendre l'influence du non-respect de ces relations implicites.

⇒ *méthode de calcul de matrices vitesse et accélération consistantes*

La cinématique a été reconstruite à l'aide d'un mannequin numérique, dont la description se base sur le formalisme de Denavit-Hartenberg (cf. Chapitre 4 3.2.1/Le mannequin numérique Man3D page 108). Les paramètres du mouvement (angles articulaires) sont alors filtrés à l'aide de la technique décrite au paragraphe précédent.

Dans le cas classique, à partir de ces paramètres filtrés, on calcule les matrices de position de chaque repère de Denavit-Hartenberg. Les matrices de position des

segments sont alors calculées à partir des matrices de position des repères Denavit-Hartenberg. Les matrices de vitesse et d'accélération des segments sont alors obtenues par dérivation terme à terme des matrices position des segments.

Une démarche alternative a été envisagée afin de respecter les contraintes implicites reliant les termes des matrices homogènes. L'idée est d'éviter l'étape de dérivation terme à terme de ces matrices. Pour cela, la dérivation est faite directement sur les paramètres de mouvement. Dans le cas particulier du formalisme de Denavit-Hartenberg, les matrices vitesse et accélération relative des repères (respectivement $[W_{j/j-1}]_{R_{j-1}}^{DH}$ et $[H_{j/j-1}]_{R_{j-1}}^{DH}$) peuvent être obtenues directement à partir des dérivées des paramètres de mouvement (\dot{q}_j et \ddot{q}_j) et de la connaissance du type de liaison entre le repère étudié et le précédent dans la chaîne (prismatique ou rotoïde) :

$$[W_{j/j-1}]_{R_{j-1}}^{DH} = [L_{j/j-1}]_{R_{j-1}} \cdot \dot{q}_j$$

$$\text{et } [H_{j/j-1}]_{R_{j-1}}^{DH} = [L_{j/j-1}]_{R_{j-1}}^2 \cdot \dot{q}_j^2 + [L_{j/j-1}]_{R_{j-1}} \cdot \ddot{q}_j$$

$$\text{avec pour une articulation rotoïde : } {}^R [L_{j/j-1}]_{R_{j-1}} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$\text{et pour une articulation prismatique : } {}^P [L_{j/j-1}]_{R_{j-1}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Les matrices vitesse et accélération relative sont alors passées dans le repère global à l'aide d'une simple relation de transport, puis les matrices relatives sont alors calculées grâce à la relation de composition des mouvements :

$$[W_{j/0}]_{R_0}^{DH} = [W_{j/j-1}]_{R_0}^{DH} + [W_{j/0}]_{R_0}^{DH}$$

$$[H_{j/0}]_{R_0}^{DH} = [H_{j/j-1}]_{R_0}^{DH} + [H_{j/0}]_{R_0}^{DH} + 2[W_{j-1/0}]_{R_0}^{DH} \cdot [W_{j/j-1}]_{R_0}^{DH}$$

Les matrices vitesse et accélération absolue des segments sont ensuite calculées à partir des matrices vitesse et accélération absolue des repères de Denavit-Hartenberg. Les grandes étapes des 2 méthodes, classique et modifiée, sont résumées dans la Figure 6-25 ci-dessous.

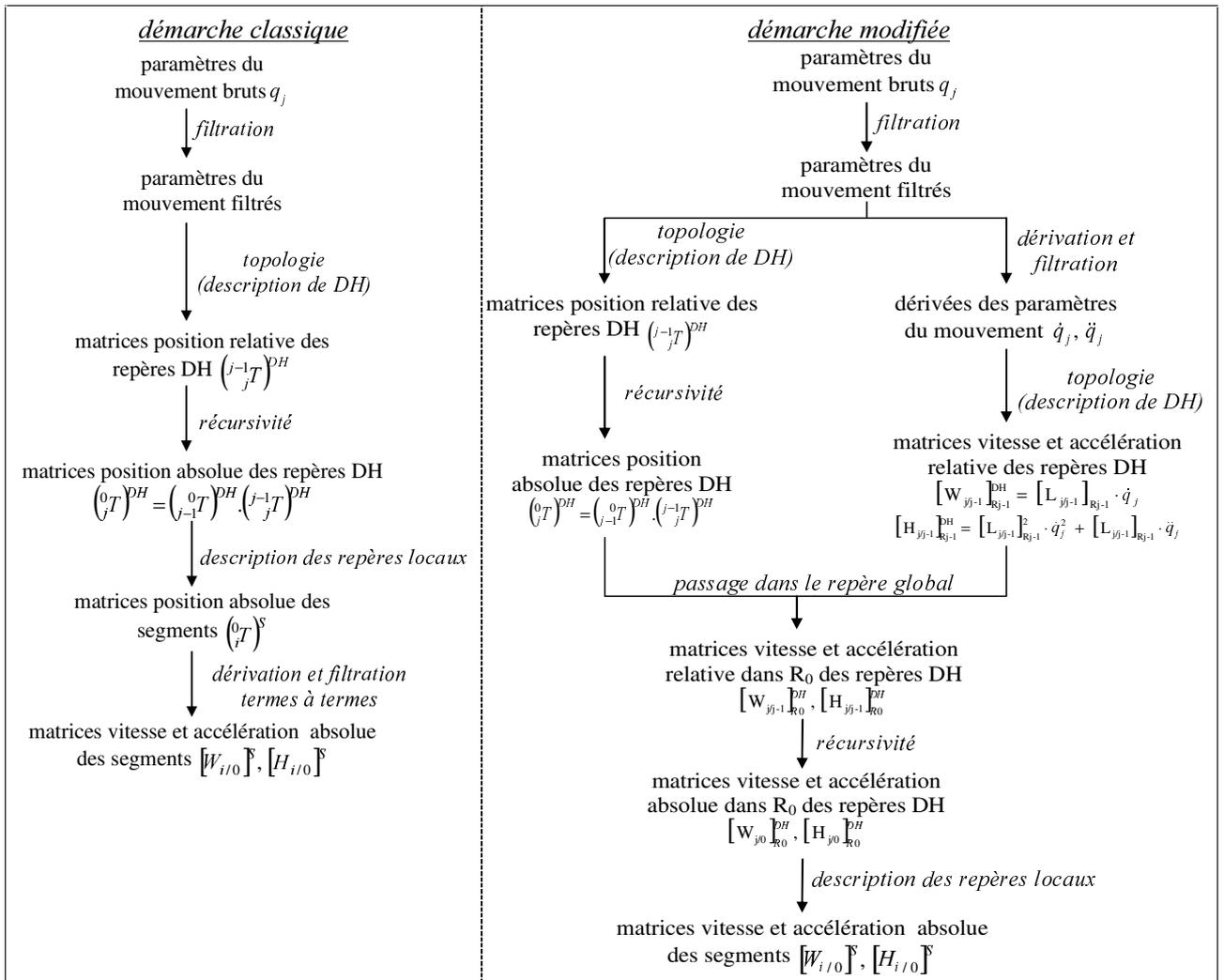


Figure 6-25 : grandes étapes du calcul des matrices vitesse et accélération pour la méthode simplifiée et la méthode modifiée.

⇒ Résultats et discussion :

L'exemple numérique de la Figure 6-26 ci-dessous illustre bien le problème de la perte de cohérence des matrices vitesse et accélération. Il apparaît aussi que l'utilisation de la méthode modifiée annule ce problème : les particularités de la matrice vitesse (antisymétrie de la partie 3*3 supérieure gauche, diagonale de zéros) sont bien respectées.

De plus, les différences entre les résultats des 2 méthodes sont faibles. La méthode modifiée permet donc de respecter la cohérence des matrices vitesse et accélération, sans pour autant modifier les ordres de grandeur des résultats.

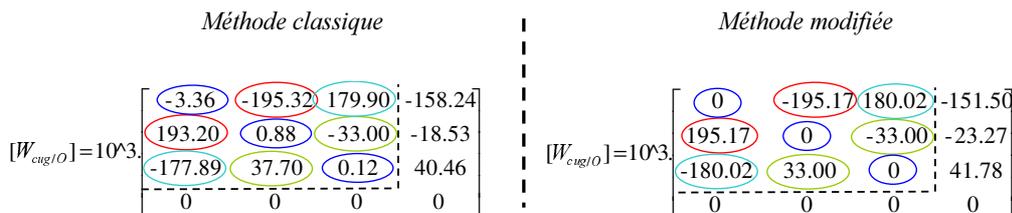


Figure 6-26 : illustration de l'influence de la méthode sur la perte de consistance des matrices vitesse et accélération : matrices vitesse absolue de la cuisse gauche à l'image 100 du mouvement du sujet SN dans la situation expérimentale 11, calculées avec la méthode classique et la méthode modifiée.

Dans la démarche classique, la perte de cohérence intervient lors de l'étape de dérivation et filtration terme à terme des matrices position. Les relations liant les paramètres des matrices position ne sont pas prises en compte et donc pas respectées. En revanche, dans la méthode modifiée, la dérivation se fait sur les paramètres du mouvement, indépendants entre eux. Les relations entre les termes des matrices sont représentées, de manière implicite, par les contraintes cinématiques imposées par le paramétrage de Denavit-Hartenberg. Le respect de ces contraintes cinématiques permet de respecter la cohérence des matrices.

4.3 Résultats

Nous avons présenté dans les sous-parties précédentes les différentes modifications envisagées pour améliorer la méthode de calcul des forces et couples articulaires. Nous allons maintenant estimer l'influence de ces modifications sur les résultats du calcul de dynamique inverse. Nous verrons ensuite quels sont les résultats obtenus en tenant compte de ces modifications. Si ceux-ci sont désormais cohérents, ils restent néanmoins bruités. Une méthode de traitement du bruit permettant de rendre ces résultats exploitables sera présentée dans la partie suivante.

4.3.1 Influence des différentes modifications sur la dynamique inverse

⇒ *méthode*

L'objectif est de déterminer si les différentes modifications envisagées ont permis d'améliorer les résultats du calcul de dynamique inverse ou non. Nous avons vu (cf. 2.4.4/ Choix de la stratégie de calcul et vérification des résultats page 212) qu'une méthode simple pour estimer la pertinence des résultats consiste à comparer les torseurs d'efforts intersegmentaires obtenus par 2 stratégies de calcul différentes. En l'occurrence, pour cette étude, cette comparaison s'effectue au niveau de l'articulation située entre le bassin et le torse.

Pour les j méthodes envisagées (ici $j=3$, cf. Tableau 6-7 page 240), on calcule donc la différence (RMS) entre le torseur d'effort bassin-thorax calculé par stratégies montante et celui calculé par stratégie descendante :

$$\varepsilon_j = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\tau_{montant}^j - \tau_{descendant}^j)^2}{N}}$$

Pour déterminer l'influence de chaque modification, on calcule l'écart entre cette différence calculée avant modification (méthode j) et après modification (méthode $j+1$) :

$$\Delta_{j+1/j} = \varepsilon_{j+1} - \varepsilon_j$$

L'évolution de cet écart entre torseur montant et descendant reflète bien l'influence de la modification de la méthode de dynamique inverse sur la pertinence des résultats.

Nous avons vu dans l'analyse de sensibilité des résultats que l'influence des paramètres déterminée pour un mouvement de référence pouvait être étendue à

l'ensemble des mouvements proches de ce mouvement de référence (cf. indépendance des sensibilités page 222). Les valeurs seraient différentes, mais les ordres de grandeur et les tendances resteraient identiques. De fait, l'influence des modifications de la méthode n'a été complètement testée que sur un mouvement, en l'occurrence celui sur lequel l'analyse de sensibilité a été menée (sujet SN, situation expérimentale 11). Les résultats pourront être étendus à l'ensemble des mouvements pour lesquels le sujet ne dispose pas d'appuis. Il serait intéressant par la suite de vérifier cette hypothèse.

Les résultats de référence sont calculés avec la méthode classique : les BSIPs sont estimés avec les régressions de DeLeva, et la dérivation est effectuée terme à terme. La fréquence de coupure est la même pour l'ensemble des ddls. Une inspection visuelle a permis d'estimer cette fréquence entre 10 et 20 Hz. Des tests préliminaires ont montré qu'une fréquence de coupure de 15 Hz permettait de minimiser l'écart entre les torseurs d'effort bassin-torse montant et descendant.

Le calcul des BSIPs, le respect de la cohérence des matrices homogènes et la détermination des fréquences de coupure ont ensuite été modifiées successivement. Les différentes méthodes testées sont résumées dans le Tableau 6-7 ci-dessous.

Tableau 6-7 : les méthodes testées pour évaluer l'influence des différentes modifications.

méthode	BSIP	Cohérence		influence mesurée
		des matrices	Fc	
0 (ref.)	DeLeva	Non	fixe (15 Hz)	
1	Dumas et al.	Non	fixe (15 Hz)	type de régression
2	Dumas et al.	Oui	fixe (15 Hz)	respect de la cohérence
3	Dumas et al.	Oui	ajustées	ajustement automatique des fréquences de coupure

⇒ Résultats

Les écarts entre les composantes du torseur d'effort bassin-torse calculées par stratégies montante et descendante pour les 4 méthodes envisagées sont indiqués dans le Tableau 6-8 ci-dessous.

Tableau 6-8 : écarts RMS (ϵ_j) et écart maximum entre les composantes du torseur d'effort bassin-torse calculées par stratégies montante et descendante pour les différentes méthodes envisagées dans le Tableau 6-7 ci-dessus.

méthode	Fx		Fy		Fz		Mx		My		Mz	
	RMS	max										
0 (ref.)	10.8	40.4	12.8	39.1	20.7	64.7	10.3	29.9	30.2	59.4	10.6	71.8
1	11.4	44.8	11.4	33.1	17.2	62.5	9.8	28.0	10.6	42.1	9.3	66.5
2	11.8	45.0	11.4	33.2	17.5	64.5	9.9	28.4	10.7	41.0	9.3	66.8
3	11.7	44.6	10.2	36.6	16.5	61.0	9.2	31.9	9.6	27.8	9.0	65.9

A partir de ces données, il est possible d'évaluer l'influence des 3 modifications envisagées sur les 6 composantes du torseur bassin-thorax. Ces résultats sont indiqués dans le Tableau 6-9 ci-dessous. Les améliorations ($\Delta_{j+1/j} < 0$) sont indiquées en rouge, et les dégradations en bleu.

Tableau 6-9 : influences des différentes modifications

influences	Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
BSIPs ($\Delta 1/0$)	0.6	-1.4	-3.6	-0.5	-19.5	-1.4
cohérence des matrices ($\Delta 2/1$)	0.4	0.0	0.4	0.1	0.0	0.0
ajustement des Fc ($\Delta 3/2$)	-0.1	-1.2	-1.1	-0.7	-1.0	-0.4

⇒ *Discussion*

La modification la plus influente vient du changement de régressions utilisées pour la détermination des paramètres inertiels. Comme cela a été montré au paragraphe 4.1.4 page 227, l'utilisation des régressions de Dumas et al. améliore nettement le positionnement du centre de masse global du corps (CoM) par rapport au centre de pression (CoP), notamment selon l'axe antéropostérieur. Cela engendre une nette diminution de l'erreur statique sur les couples transverses (-20 N.m). La suite de ce travail est donc effectuée à l'aide des régressions de Dumas et al..

Le fait de conserver ou non l'intégrité des matrices vitesse et accélération n'a quasiment pas d'influence sur les résultats. Cela engendre même une très légère détérioration de la qualité des résultats. L'une des explications pourrait être que cela augmente la sensibilité de la méthode au bruit. En effet, Dumas et al. ont étudié la sensibilité au bruit des différents formalismes utilisés pour la dynamique inverse [DUM 06a]. Il semblerait que les formalismes redondants tels que les matrices homogènes ou les quaternions soient aussi les moins sensibles au bruit. Ceci peut s'expliquer par le fait que la surabondance d'information permet d'amortir le bruit en entrée.

Dans le cas classique où l'on ne cherche pas spécifiquement à conserver les relations entre les paramètres des matrices de position, ce phénomène d'amortissement est illustré par la perte de cohérence de ces matrices vitesse et accélération. En revanche, lorsque l'on cherche à obtenir des matrices cohérentes, les relations entre les termes des matrices position sont prises en compte de manière explicite. L'effet d'amortissement n'est donc plus possible, et la sensibilité au bruit est donc plus importante. Ce point devrait être vérifié par une étude spécifique.

Pour cette étude, les résultats ne sont que très peu influencés par cette modification. En revanche, la méthode modifiée de calcul des matrices vitesse et accélération est formellement plus intéressante. Non seulement les matrices obtenues sont cohérentes, mais encore la dérivation se fait sur les paramètres du mouvement et non sur des termes des matrices position. Les fréquences de coupure des filtres sont donc déterminées sur 40 paramètres physiques et non sur 120 termes difficilement interprétables indépendamment les uns des autres. Nous avons donc choisi de conserver cette méthode modifiée, au détriment de la méthode de dérivation terme à terme des matrices position.

Enfin, la détermination automatique de fréquences de coupure a tendance à améliorer légèrement la pertinence des résultats de la dynamique. Cela correspond aux conclusions du paragraphe 4.2.1 page 222. Cette modification est donc elle aussi adoptée pour la suite de cette étude.

4.3.2 Des résultats cohérents mais encore bruités

Les différentes modifications de la méthode de calcul des forces et moments interarticulaires envisagées ont été retenues. Nous avons vu au paragraphe précédent que ces modifications tendent à améliorer la pertinence des résultats.

Pour illustrer cela, nous avons tracé sur la Figure 6-27 ci-dessous les courbes d'efforts et de moments entre le bassin et le torse obtenus avec cette nouvelle méthode pour les stratégies montante et descendante. Le mouvement ici considéré est celui du sujet SN pour la situation expérimentale 11.

Remarque : au temps $t = 1100$ ms, le sujet pose un pied en dehors de la plate-forme d'effort. Il y a donc apparition d'efforts non pris en compte (réaction du sol sur le pied). Les résultats de la dynamique inverse ne sont plus valides et les 2 stratégies divergent, indépendamment de la méthode de dynamique inverse retenue.

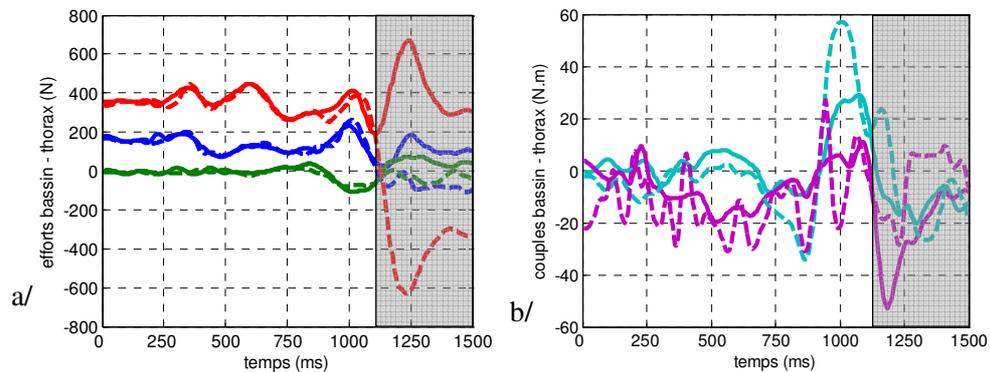


Figure 6-27 : torseur d'effort bassin-torse calculé avec la méthode modifiée pour 2 stratégies : montante (pointillés) et descendante (traits pleins).

a/ forces (Fx rouge, Fy vert, Fz bleu); b/ couples (Mx turquoise, My violet, Mz non représenté pour des questions de lisibilité).

Les résultats obtenus avec la nouvelle méthode de calcul apparaissent donc cohérents, y compris au niveau des couples articulaires. Les ordres de grandeur et l'évolution des forces et moments articulaires au cours du mouvement sont donc exploitables. Cela justifie les modifications apportées à la méthode de dynamique inverse.

Cependant, les actions mécaniques calculées apparaissent toujours bruitées, malgré le travail effectué sur le calcul des informations d'accélération à partir des données cinématiques. Nous verrons dans la partie suivante comment traiter ce problème.

5/ 3^{ème} étape : traitement du bruit

Nous avons vu à la fin de la partie précédente que les résultats obtenus avec la méthode de dynamique inverse améliorée sont cohérents. Cependant, malgré les efforts faits dans la détermination des fréquences de coupure, les composantes des torseurs d'efforts intersegmentaires apparaissent toujours bruitées. (cf. Figure 6-27 page 242).

Le premier objectif de cette partie est donc de rechercher l'origine de ce bruit et de déterminer s'il s'agit ou non d'un artéfact ? Cela passe par l'analyse du contenu fréquentiel des signaux. Si l'on peut répondre à ces questions, il sera alors possible d'envisager un traitement pour améliorer la qualité des résultats.

5.1 Position du problème

L'inspection visuelle des courbes de force et moments articulaires déterminés par dynamique inverse fait ressortir que les signaux sont perturbés par la présence de bruit basse fréquence. Cela semble notamment vrai pour les couples de flexion. Pour examiner de plus près ce phénomène, il est nécessaire d'avoir recours à des méthodes d'analyse des contenus fréquentiels.

Dans cette étude, nous avons choisi de représenter les contenus fréquentiels des signaux à l'aide de spectrogrammes. Les densités spectrales (PSD) sont calculées à l'aide d'une décomposition en séries de Fourier classique appliquée aux signaux discrets (méthode FFT).

La résolution fréquentielle obtenue avec ce type de méthode est directement proportionnelle au nombre de points présents dans le signal. Comme les signaux étudiés ne contiennent que peu de données (moins de 400 points), nous avons utilisé une technique classique consistant à compléter les signaux par une valeur constante ("zero padding"). Enfin, pour améliorer les performances de l'algorithme de calcul de la FFT, la taille de l'échantillon a été choisie pour correspondre à une puissance de 2. En l'occurrence, la taille retenue pour cette étude est de 2048 points. La Figure 6-28 ci-dessous illustre ces traitements préalables des signaux.

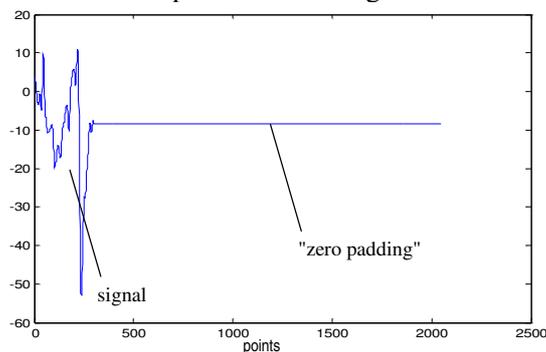


Figure 6-28 : traitement du signal avant la FFT

Les spectrogrammes ainsi obtenus confirment l'analyse visuelle : il y a des composantes basses fréquences importantes dans le contenu fréquentiel des signaux, et particulièrement sur les couples de flexion. La Figure 6-29 ci-dessous illustre cela.

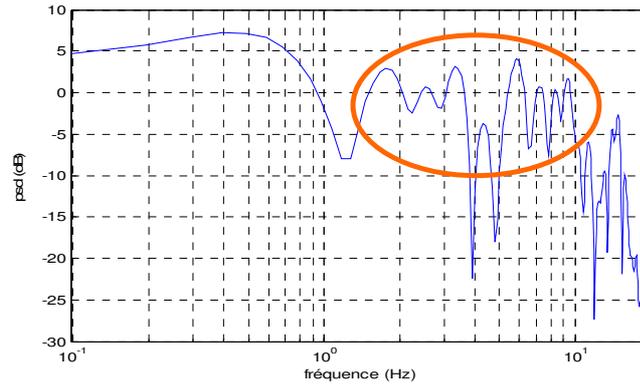


Figure 6-29 : présence de composantes BF importantes sur le spectrogramme du couple de flexion bassin-thorax calculé pour le mouvement du sujet SN dans la situation expérimentale 11.

La question qui se pose alors est de savoir si ces composantes BF correspondent bien au mouvement ou sont un artefact de calcul. Les questions sous-jacentes sont donc :

- Quelle est la provenance de ces composantes ?
- Peut-on les négliger ?

5.2 Recherche de l'origine du bruit

5.2.1 Un bruit d'origine cinématique

Dans un premier temps, nous avons recherché parmi les données d'entrée celles qui présentent des pics BF sur le spectre, identiques à ceux observés pour les efforts et moments articulaires. Il apparaît que ces pics se retrouvent sur la position des marqueurs et sur les efforts mesurés par les plates-formes. Cela est illustré par des exemples Figure 6-30 ci-dessous.

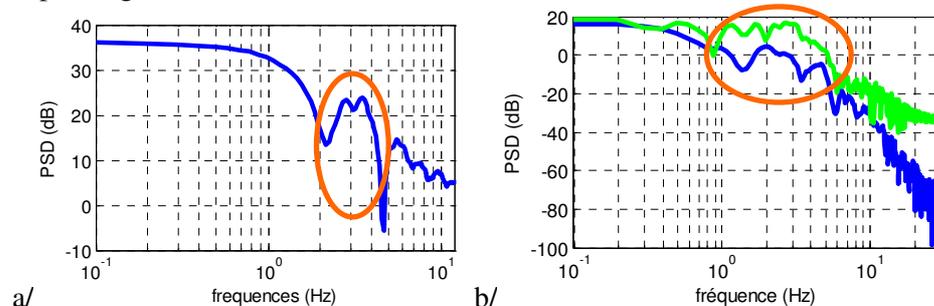


Figure 6-30 : a/ spectrogramme des efforts PF verticaux pour le mouvement du sujet SN dans la situation expérimentale 12; b/ spectrogrammes des positions sur l'axe vertical du marqueur TTA pour les mouvements du sujet OL dans les situations expérimentales 11 et 12.

Le spectre d'un signal de mesure de la plate-forme à vide ne fait pas apparaître ces composantes basses fréquences. Les composantes BF que l'on retrouve lors des mouvements ne sont donc pas dues à la mesure d'effort. Il s'agit plutôt de la conséquence d'effets cinématiques. Ces effets se retrouvent sur les spectres de position des marqueurs. C'est donc dans cette voie que nous allons chercher l'origine du bruit.

5.2.2 Les oscillations observées sur les marqueurs sont réelles

Nous avons donc tout d'abord cherché à vérifier que le bruit observé sur les spectres de position des marqueurs ne soit pas dû à un artefact de mesure ou de traitement des données.

⇒ *le prétraitement des données n'introduit pas de bruit*

La première étape consiste à vérifier que le bruit n'est pas introduit par le prétraitement des informations de positions mesurées (cf. Chapitre 2 4.2.5/Traitement des données page 54). Pour cela nous avons comparé les spectres des positions verticales avant et après prétraitement. Cette comparaison a été effectuée sur plusieurs marqueurs pour lesquels l'effet du prétraitement est très différent. La Figure 6-31 ci-dessous illustre les résultats pour le marqueur du grand trochanter gauche, pour lequel le prétraitement consiste essentiellement à combler les "trous" (cf. Figure 2-10 page 55), et pour le marqueur TTA gauche, pour lequel le prétraitement a uniquement un effet de lissage des données.

Dans la gamme de fréquence du bruit, les spectres avant et après prétraitement sont sensiblement identiques. On peut en conclure que le bruit n'est pas introduit par cette étape de traitement des données.

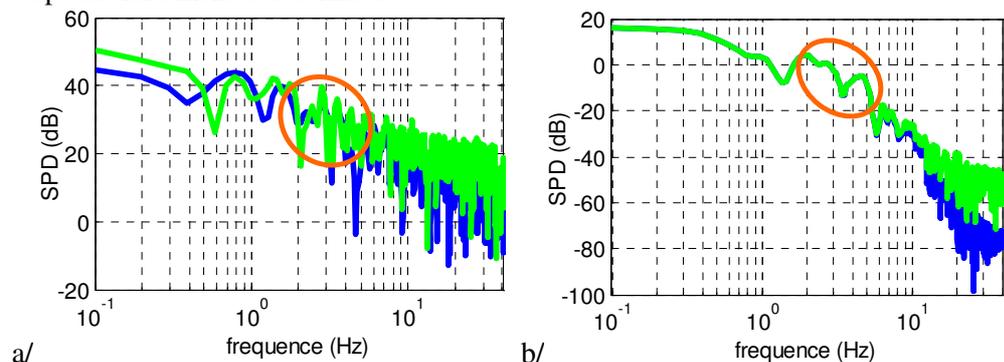


Figure 6-31 : spectrogrammes des positions verticales avant (vert) et après (bleu) prétraitement pour : a/ le marqueur associé au grand trochanter; b/ le marqueur associé à la TTA.

⇒ *la mesure du mouvement n'est pas en cause*

Une autre source de bruit qui pourrait être artificiellement ajoutée au signal de position des marqueurs est le système de mesure utilisé. Afin d'estimer le bruit de mesure du dispositif optoélectronique, nous nous sommes tout d'abord intéressé aux spectrogrammes de position de marqueurs fixes. En l'occurrence il s'agit des marqueurs fixés sur les plates-formes d'efforts avant la mise en mouvement du dispositif expérimental. Comme l'indique la Figure 6-32 ci-dessous pour un exemple, on ne repère pas de pic particulier aux alentours des fréquences typiques du bruit (entre 2 et 6 Hz). Il ne semble donc pas que le bruit soit dû à la mesure de position des marqueurs.

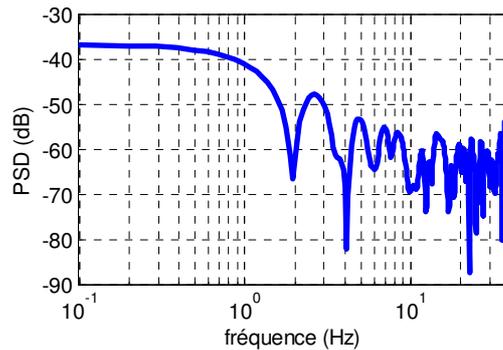


Figure 6-32 : spectrogramme de la position verticale d'un marqueur fixé sur la plate-forme avant la mise en mouvement du dispositif expérimental

5.2.3 Le bruit semble correspondre aux mouvements du squelette

Nous avons vu au paragraphe précédent que le bruit constaté sur la position des marqueurs n'est pas un artefact, et correspond bien à des oscillations réelles des marqueurs. Il se pose alors la question de savoir si ce mouvement des marqueurs correspond à un mouvement des parties rigides du corps humain (en l'occurrence le squelette). Un déplacement relatif des marqueurs par rapport au squelette pourrait être du à : 1/ un mouvement relatif entre les marqueurs et la peau; 2/ un mouvement relatif de la peau par rapport au squelette.

⇒ *les marqueurs ne bougent pas par rapport à la peau*

Pour étudier l'influence d'un éventuel mouvement relatif des marqueurs par rapport à la peau, les spectres de 2 marqueurs proches ont été tracés : l'un (malléole externe) est collé à même la peau sur une saillance osseuse, l'autre (calcaneum) est collé directement sur la surface lisse des chaussures des sujets. Aucune différence entre les 2 spectres n'apparaît dans les gammes de fréquence qui nous intéressent (cf. Figure 6-33 ci-dessous).

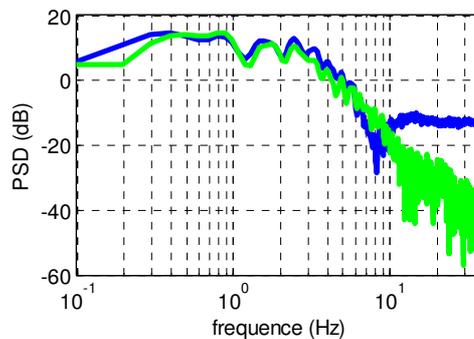


Figure 6-33 : spectrogrammes des positions verticales de marqueurs fixés sur une surface rigide (Calcaneum, bleu) et sur la peau (malléole externe, vert).

⇒ *le mouvement relatif de la peau par rapport au squelette*

Un point plus délicat concerne le mouvement relatif de la peau par rapport aux parties rigides du corps humain. En effet, ce mouvement relatif a été mis en évidence et étudié [LEA 05]. Capozzo et al. [CAPO 96] ou Chèze et al. [CHEZ 95] indiquent que les fréquences de ce mouvement relatif sont du même ordre que les fréquences propres du mouvement ! Il y a donc ici une source de perturbation des résultats importante.

Cependant, des techniques existent pour réduire l'influence de ce mouvement relatif sur la position des marqueurs [LEA 05]. Dans cette étude, le fait d'utiliser un

mannequin numérique nous permet aussi de limiter les erreurs dues au mouvement relatif de la peau par rapport au squelette : les segments sont positionnés au mieux afin que la distance entre des point fixes par rapport au squelette et leur position mesurée soit minimum. Cet effet a pu être montré en testant l'influence d'un algorithme d'optimisation segmental classique. En l'occurrence, nous avons utilisé la procédure de solidification proposée par Chèze et al., qui consiste à limiter le déplacement relatif des marqueurs entre eux [CHEz 95]. Les résultats obtenus avec et sans l'application de cette procédure sont illustrés sur la Figure 6-34 ci-dessous.

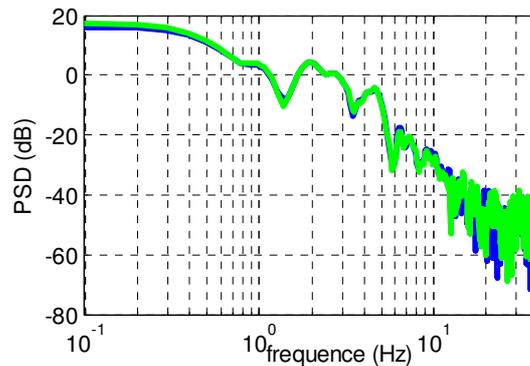


Figure 6-34 : spectrogrammes des positions verticales du marqueur TTA avant (bleu) et après (vert) application de la procédure de solidification.

Ainsi, il est délicat d'affirmer qu'il n'y a pas de déplacement entre la peau et le squelette. On ne peut que constater que les procédures classiques pour limiter ce phénomène ne sont pas efficaces.

Il est tout de même possible d'aller un peu plus loin dans l'étude de ce phénomène. En effet, 2 causes principales peuvent entraîner le mouvement de la peau par rapport au squelette : 1/ le glissement relatif des os sous la peau (exemple de l'omoplate [SEN 06b]); 2/ le mouvement des chaires molles situées entre la peau et le squelette [PAIn 06].

Le glissement relatif des os sous la peau est un phénomène complexe à étudier. En revanche il est possible d'estimer simplement l'influence du mouvement des chaires molles. En effet, les marqueurs situés sur une épaisseur importante de chaires molles, tels que les quadriceps, vont être beaucoup plus influencés par les oscillations de ces chaires molles que ceux situés directement sur des saillances osseuses. La Figure 6-35 ci-dessous représentant les spectrogrammes de position des marqueurs situés sur les quadriceps (CU) ou sur la TTA illustre bien cela : les spectres sont quasiment identiques car les 2 marqueurs sont situés dans la même région corporelle. Le pic aux alentours de 10 Hz pour le marqueur CU correspond aux oscillations du quadriceps.

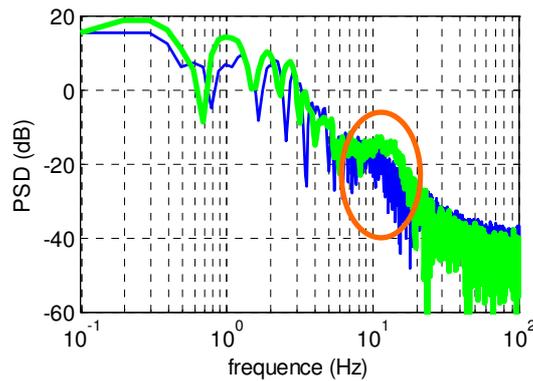


Figure 6-35 : spectrogrammes des positions verticales de marqueurs situés sur une saillance osseuse (TTA, bleu) ou sur une épaisseur de chaires molles (CU, vert).

Ces oscillations du quadriceps sont bien mises en évidence sur la Figure 6-36 ci-dessous du déplacement du marqueur cuisse au cours du temps : les oscillations apparaissent avec l'impact du pied sur le sol et s'amortissent rapidement.

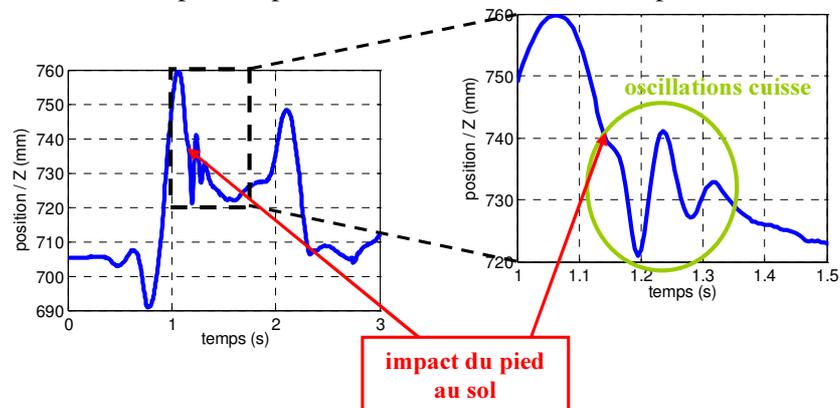


Figure 6-36 : mise en évidence des oscillations de la cuisse

La fréquence d'oscillation "libre" des quadriceps peut ainsi être estimée dans cette situation. Elle varie entre 13 et 17 Hz selon les sujets et les essais. Cela correspond aux ordres de grandeur trouvés expérimentalement pour la cuisse par Pain et Challis (14 - 18 Hz) [PAIn 06]. C'est en revanche des fréquences trop importantes pour être à l'origine du bruit parasite constaté sur les résultats de la dynamique inverse.

Remarque : cette technique très simple d'analyse du mouvement des marqueurs permet de déterminer les fréquences propres et l'amortissement des chaires molles. Elle pourrait être utilisée pour renseigner les modèles dynamiques prenant en compte des masses mobiles ("wobbling masses", [GRU 98], [PAIn 06]).

Il n'a pu être démontré de manière formelle que les oscillations des marqueurs ne sont pas dues à un mouvement relatif des marqueurs par rapport à la peau. En revanche, il a été montré que les techniques de solidification utilisées de manière classique pour limiter ce phénomène ne permettent pas de réduire le bruit, et que ce bruit n'est probablement pas lié aux oscillations des chaires molles. Il y a donc de fortes probabilités pour que les oscillations observées sur les marqueurs soient le reflet du mouvement des parties rigides du corps.

5.2.4 Origine probable des mouvements d'oscillation

Nous avons vu au paragraphe précédent que les oscillations constatées sur les résultats de la dynamique inverse correspondent probablement à des mouvements des parties rigides du corps. Pour confirmer cela, nous avons donc recherché les causes probables de ces mouvements des segments.

L'analyse des positions des marqueurs fixés sur la plate-forme mobile fait ressortir que la plate-forme oscille, notamment verticalement. Ces oscillations sont plus visibles une fois que la plate-forme est en "roue libre", environ une seconde après le début de la perturbation. La fréquence de ces oscillations libres peut donc être facilement estimée. Les résultats indiquent une fréquence d'oscillation située entre 2,5 et 5 Hz, soit exactement la bande de fréquence du bruit observé sur les résultats de la dynamique inverse. La Figure 6-37 ci-dessous illustre cela.

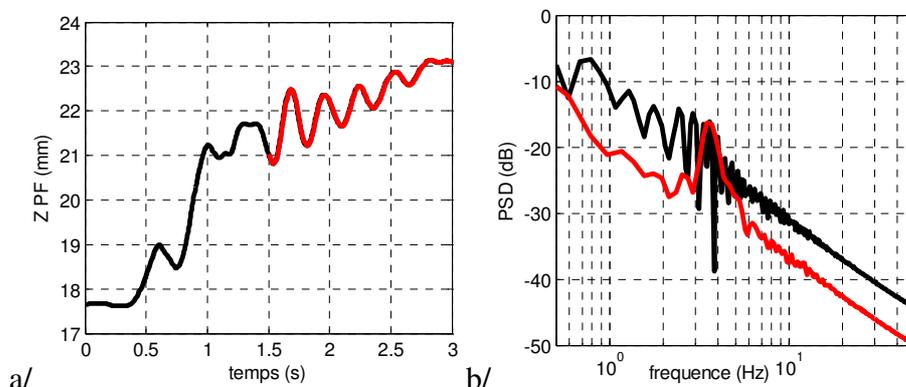


Figure 6-37 : mise en évidence des oscillations de la plate-forme mobile. a/ position verticale d'un marqueur fixé sur la plate-forme pour l'ensemble du mouvement (noir) et pour la partie correspondant aux oscillations libres (surlignée en rouge); b/ spectrogrammes correspondants aux signaux de la Figure 6-37/a (signal complet en noir et oscillations libres en rouge)

Ces oscillations de plate-forme sont de très faible amplitude, inférieure à 1 mm. Cependant, elles peuvent agir comme source d'excitation pour le corps humain. Il est donc très probable que les oscillations observées sur les positions des marqueurs sont en fait le reflet du mouvement des segments excités par les vibrations de la plate-forme. Ces oscillations ne sont donc pas des artefacts et doivent être considérées dans le calcul de dynamique inverse.

Remarque : Ces oscillations sont probablement dues au roulement des pneumatiques sur lesquels est montée la plate-forme. Pour l'avenir, il serait intéressant d'envisager un dispositif expérimental sur rails et non sur pneumatiques.

5.2.5 Il existe des composantes basses fréquences dans les mouvements

Nous avons vu au paragraphe précédent que les oscillations observées sur les résultats de la dynamique inverse sont très probablement dues à des mouvements réels de segments corporels. Cela signifierait que les composantes de fréquences des mouvements situées entre 3 et 5 Hz ne doivent pas être négligées.

Pour renforcer cette idée, nous avons cherché si des mouvements de segments avérés se trouvent être dans la gamme de fréquence.

Il est difficile d'inspecter directement les mouvements des parties rigides du corps. En effet cette information n'est pas accessible directement par la mesure. On ne peut que l'estimer via la reconstruction de mouvements. Cependant, certaines parties du mouvement peuvent être clairement identifiées et analysées par "expertise".

Par exemple, il est connu qu'une légère flexion du genou intervient à la fin d'un pas, lorsque le pied finit son mouvement de balancier et vient toucher le sol. Cette flexion est nécessaire pour amortir l'impact du pied sur le sol. Ce phénomène apparaît clairement sur les courbes représentant l'angle de flexion du genou. Sa fréquence peut être estimée aux alentours de 5 Hz. Pour s'assurer qu'il ne s'agit pas d'un artefact de reconstruction, une vérification visuelle est envisagée : le signal est filtré à 3 Hz, afin de supprimer ce phénomène de flexion suite à l'impact. Le mouvement alors visualisé n'est plus physiologiquement correct : le mannequin semble "flotter" sur le sol.

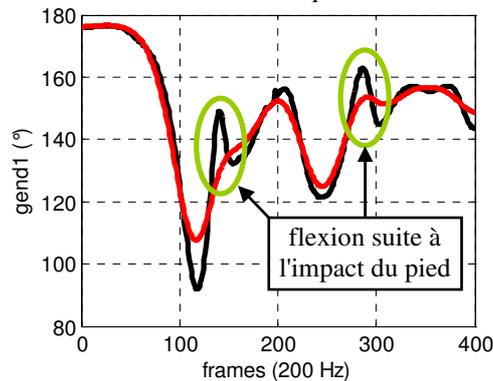


Figure 6-38 : angle de flexion du genou droit pour le mouvement du sujet SN dans la situation expérimentale 12. La fréquence de coupure est déterminée automatiquement (noir, $F_c = 12$ Hz) ou fixée à 3 Hz (rouge).

5.2.6 Conclusion : on ne peut pas négliger ces oscillations

De cette analyse, il faut retenir que : 1/ les oscillations observées sur les résultats de la dynamique inverse sont très probablement dues à des mouvements réels de segments corporels, excités par des vibrations de la plate-forme mobile. Les oscillations des segments ne sont donc probablement pas des artefacts dus à la mesure ou aux traitements des données. 2/ il existe des composantes de fréquence des mouvements situées dans la gamme de fréquence des oscillations.

On peut donc en conclure que ces oscillations cinématiques ne peuvent pas être négligées dans les calculs de dynamique.

5.3 Un traitement adapté permet d'obtenir des résultats cohérents

Nous avons vu à la fin de la partie précédente que les résultats de la dynamique inverse sont cohérents mais bruités, en dépit des efforts faits pour améliorer la méthode (cf. 4.3.2/ Des résultats cohérents mais encore bruités page 242). Cela pose des problèmes pour l'exploitation des résultats. De plus, nous avons vu dans la sous-partie précédente que ces oscillations ne sont pas des artefacts de calculs ou de mesure, mais sont très probablement dues à des mouvements réels des segments engendrés par des vibrations de la plate-forme mobile lorsque celle-ci se déplace. Nous allons donc voir de quelle manière il est possible de traiter ce problème afin d'améliorer la pertinence des résultats et en faciliter l'exploitation.

5.3.1 Principe

La solution qui aurait pu apparaître la plus logique dans un premier temps aurait consisté à filtrer les données d'entrée de la dynamique avec des fréquences de coupure plus basses.

Or, nous avons vu dans la sous-partie précédente que le bruit apparent sur les résultats de la dynamique est très probablement d'origine cinématique, et que ces oscillations cinématiques ne peuvent pas être négligées dans les calculs de dynamique.

Ainsi, les résultats du calcul de dynamique inverse effectué sur des données filtrées avec une fréquence de coupure trop faibles sont complètement incohérents, comme cela sera illustré pour un exemple dans le paragraphe suivant (cf. Figure 6-42 page 253).

Ainsi, il est nécessaire d'envisager un traitement à posteriori des résultats. Le calcul de dynamique se fait donc toujours avec la méthode décrite précédemment et les fréquences de coupure des filtres sont toujours déterminées de manière automatique avec la méthode d'analyse des résidus. Les résultats obtenus sont donc toujours oscillants, mais cohérents. Une simple méthode de filtrage est alors utilisée pour traiter ces oscillations. Les fréquences de coupure sont déterminées de manière manuelle à partir de l'analyse du contenu fréquentiel des signaux. La méthode d'analyse des résidus aurait en effet tendance à surestimer les fréquences de coupure afin de ne pas déformer les signaux pour les basses fréquences correspondant aux oscillations.

5.3.2 Illustration sur un exemple

A titre d'exemple, cette méthode est appliquée sur un mouvement, celui du sujet SN dans la situation expérimentale 12 (sujet debout, perturbation FORTE).

La qualité des résultats de la dynamique inverse est illustrée par la comparaison des torseurs d'efforts bassin-torse obtenus par stratégie montante et descendante (cf. Figure 6-39 ci-dessous). Les résultats sont cohérents mais très bruités, comme cela a déjà été constaté à la fin de la partie précédente (cf. 4.3.2/ Des résultats cohérents mais encore bruités page 242).

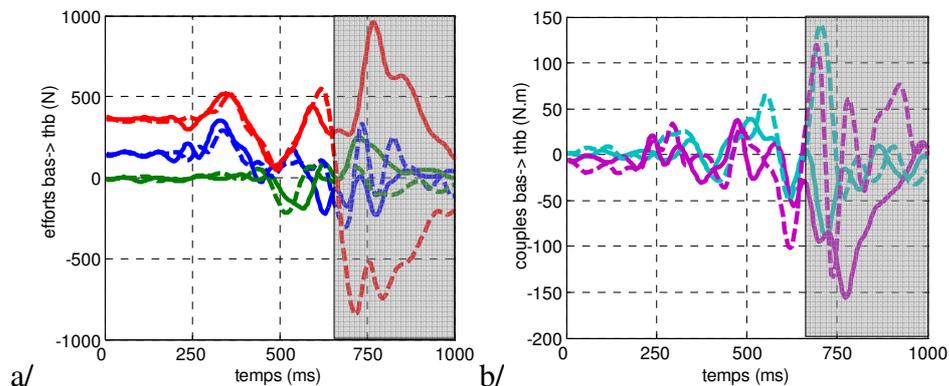


Figure 6-39 : comparaison des torseurs d'efforts bassin-torse montant (traits pleins) et descendant (pointillés) calculés par dynamique inverse (F_c déterminées automatiquement).
a/ forces (F_x bleu, F_y vert et F_z rouge); b/ moments (M_x turquoise, M_y violet, M_z non représenté pour des raisons de lisibilité).

A titre d'exemple, nous allons chercher à limiter le bruit sur les couples transverses en utilisant un filtre passe-bas. Les spectrogrammes des couples transverses montant et

descendant sont tracés pour déterminer la fréquence de coupure adéquate. Sur la Figure 6-40 ci-dessous, 3 fréquences de coupure apparaissent pertinentes : 3 Hz, 6 Hz, et 11 Hz.

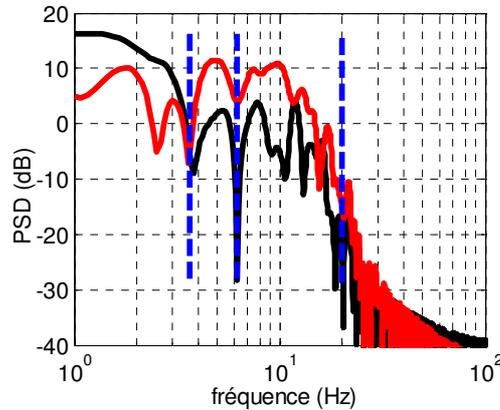


Figure 6-40 : spectrogramme des couples transverses bassin -> torse calculés par stratégie montante (rouge) et descendante (noir).

Ces 3 fréquences sont testées. La Figure 6-41 ci-dessous indique que les résultats les plus cohérents sont obtenus avec une fréquence de coupure de 6 Hz : à 12 Hz, les résultats sont encore bruités, tandis qu'une fréquence de 3 Hz supprime trop d'information (les résultats sont trop lissés).

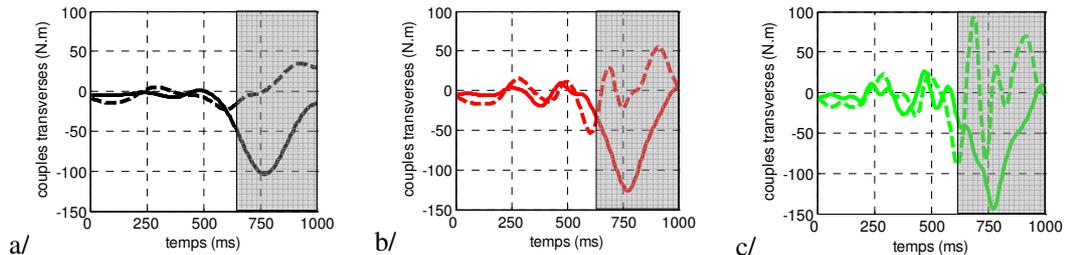


Figure 6-41 : comparaison des moments transverses bassin-> thorax calculés par dynamique inverse (F_c ajustées par la méthode des résidus) puis refiltrés.

a/ $F_c = 3$ Hz; b/ $F_c = 6$ Hz; c/ $F_c = 11$ Hz.

L'intérêt de ce post-traitement des données est illustré sur la Figure 6-42 ci-dessous. Les résultats de la dynamique inverse non retraités sont très bruités (Figure 6-42/a). Si les données de la dynamique inverse sont filtrées de manière plus importante (F_c fixée à 6 Hz dans l'exemple), une partie des informations propres au mouvement sont supprimées et les résultats obtenus sont incohérents (Figure 6-42/b). En revanche, en faisant les calculs de dynamique inverse en déterminant automatiquement les fréquences de coupure, puis en refiltrant ensuite ces résultats (F_c fixée à 6 Hz dans cet exemple), les variables dynamiques obtenues sont exploitables (Figure 6-42/c).

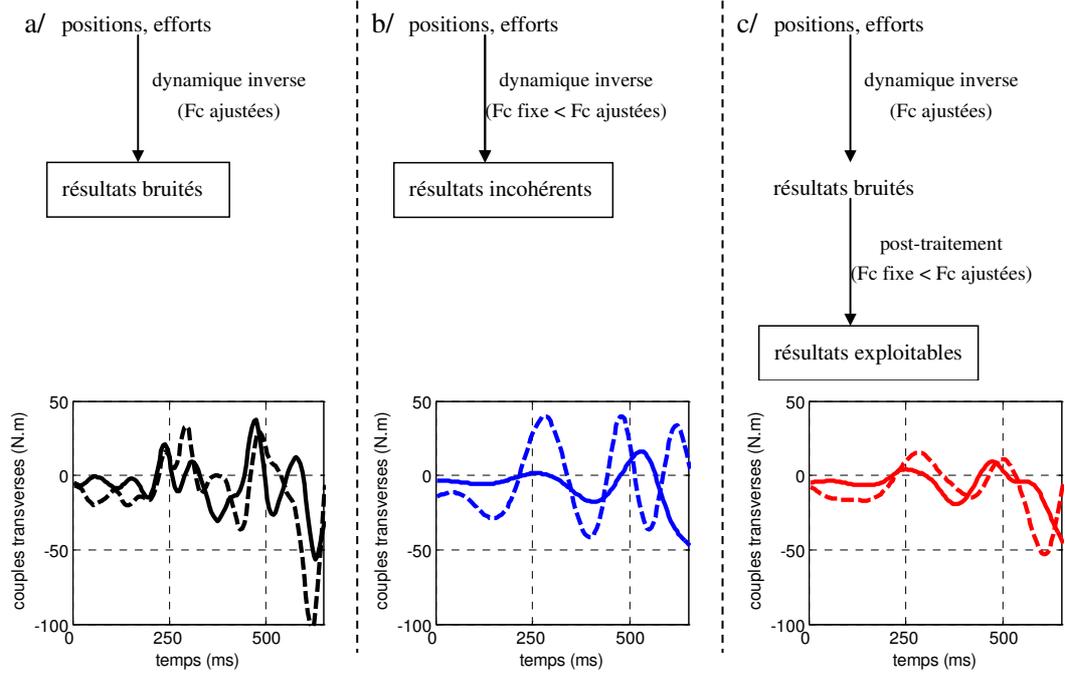


Figure 6-42 : influence du post-traitement sur les résultats dynamiques

6/ Les résultats sont ils exploitables ?

Dans ce chapitre, nous avons vu la méthode utilisée pour déterminer les forces et moments articulaires, ainsi que les différentes mises en œuvre de cette méthode et les post-traitements envisagés pour améliorer la qualité des résultats.

La précision des résultats ne peut pas être estimée directement, faute de données de référence. Leur pertinence a pu être évaluée indirectement en comparant les résultats de 2 stratégies de calcul différentes. Cependant cela ne garantit pas que les résultats seront exploitables dans le cadre de l'analyse du rattrapage d'équilibre.

L'objectif de cette partie est donc de tester la validité des résultats obtenus.

6.1 Comparaison avec les données de la littérature

La technique la plus évidente pour valider les résultats serait de pouvoir les comparer avec d'autres données issues de la littérature. Cependant, dans le cas de l'étude du rattrapage d'équilibre, c'est un point délicat car :

- peu d'auteurs ont publié des résultats dynamiques sur le rattrapage d'équilibre.
- les résultats dépendent grandement du protocole expérimental. Or, il y a une très grande variété de situations étudiées : type de perturbation de l'équilibre (mouvement de plate-forme, impact, "lâché" en situation instable, etc.), niveau de déséquilibre engendré (nécessité d'un pas de rattrapage ou non), contraintes imposées, etc.
- les mouvements de rattrapage d'équilibre ne sont pas standards ou cycliques, comme c'est le cas pour la marche à pied : les cinématiques des sujets sont très différentes, les mouvements ne peuvent pas être "normés", etc. De ce fait les comparaisons "inter-expériences" sont délicates, surtout si l'on considère le modèle cinématique complet. Ce problème est encore plus important lorsque l'on cherche à comparer les résultats de différents essais.

Ainsi, s'il est possible de comparer nos résultats avec ceux de la littérature, cette comparaison n'est pertinente qu'en terme d'ordres de grandeur et de formes des courbes de forces et moments intersegmentaires.

Deux sources de données pertinentes ont été retenues :

- pour le début de rattrapage, on se réfère à l'étude de Runge et al. sur des mouvements de rattrapage d'équilibre de faible amplitude (pas de pas de rattrapage) suite à une translation de la surface d'appui [RUN 99].
- pour le pas de rattrapage, on se réfère aux données de Doriot pour un cycle de marche [DOR 01].

6.1.1 Equilibre postural : les données de Runge et al. [RUN 99]

Runge et al. s'intéressent à des mouvements de rattrapage d'équilibre suite à des translations de la surface d'appui des sujets. Le but de ces essais est de voir si l'analyse des couples articulaires permet d'identifier les 2 grandes stratégies de maintien de l'équilibre postural (stratégies de hanches ou de chevilles). La

cinématique des sujets est restreinte puisque les sujets n'effectuent pas de pas de rattrapage. Les niveaux de perturbation sont caractérisés par la vitesse de déplacement de la plate-forme, et sont donc inexploitable.

Runge et al. utilisent un modèle dynamique simplifié 2D contenant 3 segments (jambe, cuisse et tronc) dans le plan sagittal. Les couples articulaires transverses des articulations du membre inférieur sont calculés par dynamique inverse à l'aide d'une méthode d'optimisation globale [RUN 95]. Les résultats sont donnés pour un des sujets. Pour chaque articulation, 2 courbes moyennes sont données (cf. Figure 6-43 ci-dessous) : l'une correspond aux essais pour lesquels le sujet a effectué une stratégie de hanche (traits pleins), l'autre les essais pour lesquels le sujet a effectué une stratégie de cheville (traits pointillés).

Dans notre étude, pour les essais sans dispositif de maintien, tous les sujets ont effectué au moins 1 pas de rattrapage pour rattraper leur équilibre (cf. Tableau 3-5 page 73). Cependant, pour 1 essai, le sujet tente de se rattraper sans marcher (sujet SN, situation expérimentale 11). La Figure 6-15 page 220 représente la cinématique reconstruite de ce mouvement. Le début du mouvement, avant que le sujet ne fasse un pas de rattrapage, peut être assimilé à une stratégie de rattrapage sans changement d'appui. Visuellement, ce mouvement s'apparente à une stratégie de cheville, tandis que les niveaux de perturbation et le fait que le sujet doive effectuer un pas de rattrapage situeraient plutôt ce mouvement du côté des stratégies de hanche.

Les couples articulaires des membres inférieurs calculés avec le modèle dynamique complet pour ce mouvement ont été comparés aux données de Runge et al. Les résultats des membres inférieurs gauche et droit ont été sommés pour correspondre au fait que Runge et al. ne considèrent qu'un seul membre inférieur. Les couples ont de plus été initialisés au début du mouvement, comme cela semble le cas pour les résultats présentés par Runge et al., bien que cela ne soit pas mentionné.

Les résultats sont indiqués dans la Figure 6-43 ci-dessous. Il apparaît que les ordres de grandeur des couples et les formes caractéristiques des courbes sont bien respectés. Cela est satisfaisant, surtout si l'on tient compte des précautions nécessaires à la comparaison de ces 2 sources de données.

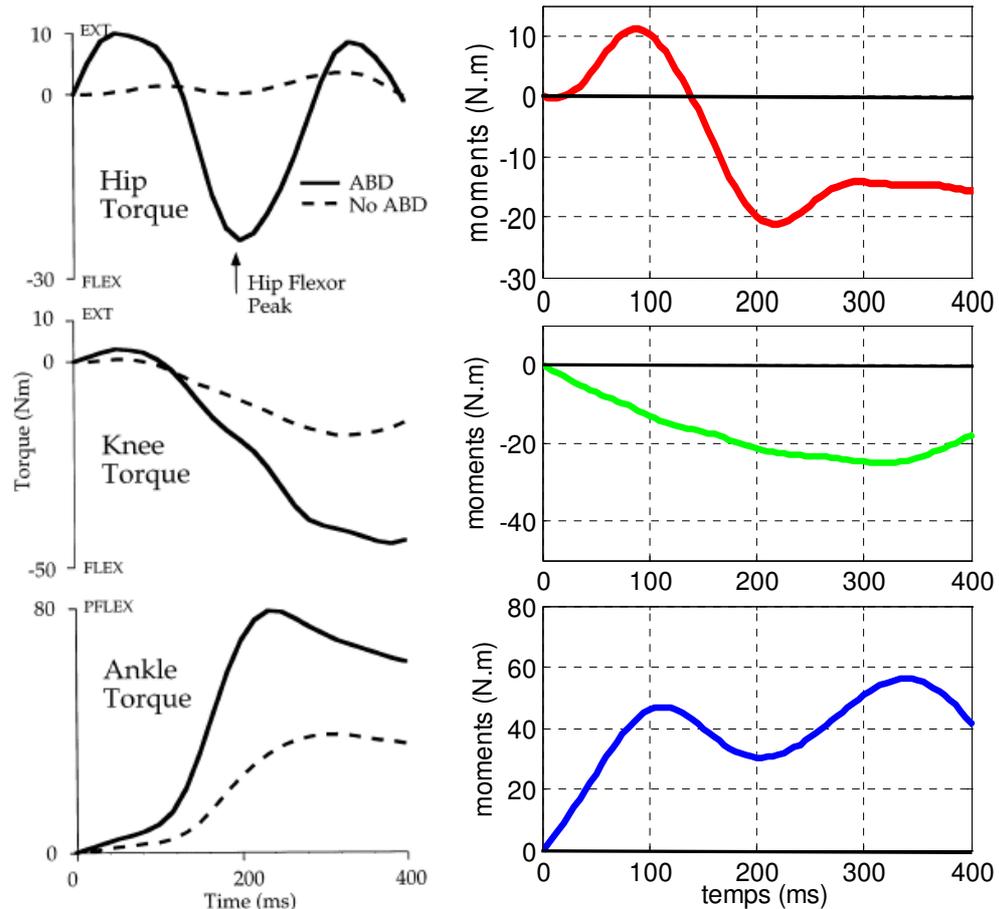


Figure 6-43 : comparaison des données de Runge et al. (gauche, traits pleins) et des résultats du sujet SN dans la situation expérimentale 11 (droite) pour les couples transverses des membres inférieurs.

6.1.2 Cycle de marche

La comparaison avec les données de Runge et al. ne concerne que le début du mouvement, avant que le sujet ne fasse un pas de rattrapage. Or, dans cette étude, un pas de rattrapage est observé pour tous les essais où les sujets ne disposent pas de dispositifs de maintien. Nous avons donc cherché à valider cette phase du rattrapage. La situation la plus proche, abondamment étudiée dans la littérature, est celle d'un cycle de marche à pied.

Les données sur la marche sont issues de l'étude de Doriot [DOR 01]. Elles représentent les couples typiques calculés au cours d'un cycle de marche pour un sujet sain.

Nous avons recherché une situation similaire parmi nos essais. Le 1^{er} pas n'est pas représentatif car : 1/ le sujet le débute sur ses 2 pieds; 2/ les couples calculés sont fortement perturbés par la mise en mouvement de la plate-forme.

En revanche, les pas suivants sont plus représentatifs. Nous avons donc cherché un cas où le sujet fait un 1^{er} pas suffisamment court pour poser le pied sur la plate-forme d'efforts, et nous avons exploité le 2^{ème} pas du rattrapage. Le mouvement retenu est celui du sujet GP dans la situation expérimentale 11. La cinématique du pas étudié est illustrée sur la Figure 6-44 ci-dessous. Comme le pas précédent est très court et que le sujet est en situation de déséquilibre au début du pas, la 1^{ère} phase du cycle de marche classique (double appui et passage du centre de masse de l'arrière vers l'avant) n'est

presque pas présente dans le cas étudié. Nous avons donc comparé nos données uniquement pour la 2^{ème} partie du cycle (poussée vers l'avant, pose du pied au sol et transfert de charge).

La comparaison de ces données avec celles de Doriot est illustrée sur la Figure 6-45 ci-dessous.

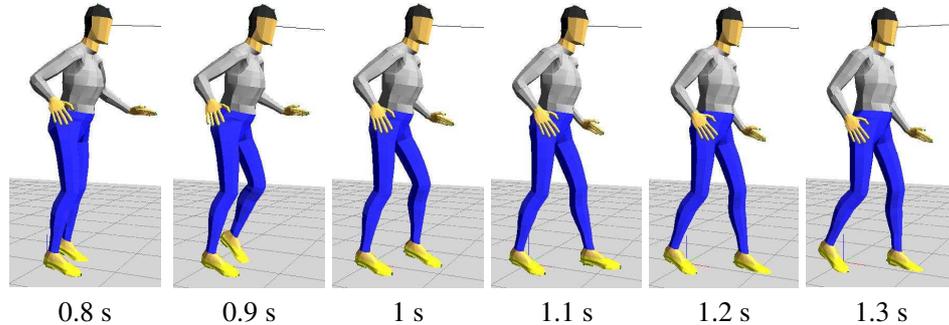


Figure 6-44 : cinématique reconstruite du 2ème pas de rattrapage du sujet GP dans la situation expérimentale 11.

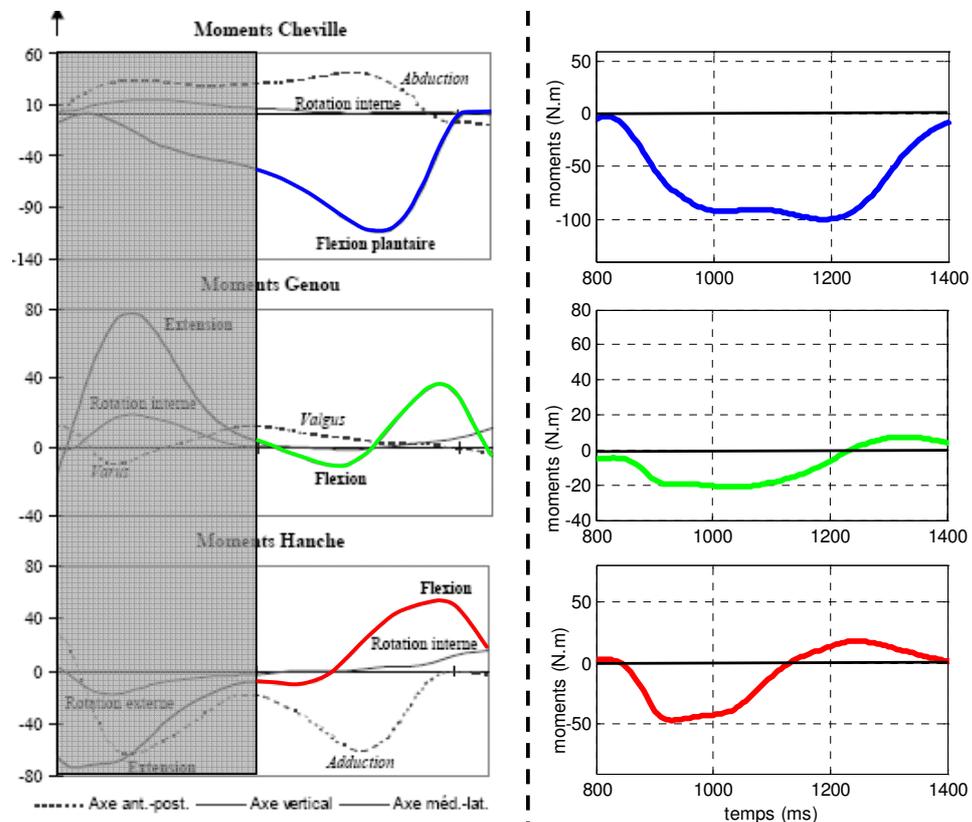


Figure 6-45 : comparaison des données de Doriot (gauche) et des résultats du sujet GP dans la situation expérimentale 11 (droite) sur un demi cycle de marche pour les couples transverses des membres inférieurs.

Les résultats sont sensiblement identiques à ceux d'un cycle de marche classique. Comme pour la comparaison avec les données de Runge et al., la forme des courbes et les ordres de grandeurs des couples calculés sont sensiblement identiques. Les différences entre les 2 situations comparées sont suffisantes pour expliquer les écarts constatés sur les couples articulaires. Cela signifie aussi que l'on ne peut pas, avec ces données, estimer de manière plus précise la pertinence de nos résultats.

6.2 Un facteur discriminant pour les stratégies cinématiques de rattrapage

Nous avons pu montrer à plusieurs reprises la cohérence des résultats de la dynamique inverse (cf. 4.3.2/Des résultats cohérents mais encore bruités page 242 ou 5.3/ Un traitement adapté permet d'obtenir des résultats cohérents page 250). Cependant, il ne nous a pas été possible d'en estimer clairement la précision, ni par comparaison avec les données expérimentales (pas de mesures d'efforts interarticulaires disponibles), ni par comparaison avec les données de la littérature (situations trop différentes de notre cas d'étude). Nous avons donc utilisé une méthode alternative et cherché à déterminer si les résultats de la dynamique inverse sont suffisamment précis pour caractériser les principaux phénomènes du rattrapage d'équilibre.

La finalité de cette étude, et d'un éventuel modèle piloté par des variables dynamiques, serait de pouvoir caractériser et prédire les mouvements de rattrapage d'équilibre. Or, nous avons vu (cf. Chapitre 5 2.3/Regroupement des mouvements en stratégies page 158) que pour une situation expérimentale donnée les cinématiques de rattrapage d'équilibre de différents sujets peuvent être regroupées en stratégies distinctes.

Le critère retenu pour valider les résultats dynamiques est donc d'être suffisamment précis pour rendre compte de cette discrimination cinématique.

Nous avons donc cherché à comparer les forces et moments articulaires mis en œuvre par les sujets en fonction de la stratégie de rattrapage qu'ils ont adoptée. Ce type d'analyse a déjà été effectué par Runge al. [RUn 99]. Ces auteurs ont cherché à caractériser les 2 grandes stratégies d'équilibre postural ("stratégie de hanche" ou "stratégie de cheville") à partir des couples articulaires. Ils ont montré que ces variables dynamiques sont bien un facteur discriminant de la stratégie et que la principale différence se situe au niveau du couple de flexion des hanches.

La comparaison des variables dynamiques en fonction de la stratégie de rattrapage s'est donc faite sur les couples transversaux des hanches. Les résultats sont illustrés dans les Figure 6-46 et Figure 6-47 ci-dessous.

On peut remarquer que la variabilité inter-sujets est importante (cf. Figure 6-46/a et Figure 6-47/a ci-dessous). Cela est dû notamment au fait que les mouvements ne sont absolument pas contraints. De plus, le nombre de sujets par stratégie est faible. Les écarts types sur les stratégies sont donc importants (cf. Figure 6-46/b et Figure 6-47/b ci-dessous).

Malgré cela, les couples de flexion calculés permettent de regrouper les réponses des sujets en stratégies distinctes. En outre, ce regroupement est identique à celui obtenu à partir des données cinématiques.

Les variables dynamiques calculées permettent donc de représenter les principaux phénomènes du rattrapage d'équilibre. La précision du calcul est donc suffisante pour que ces variables puissent être raisonnablement utilisées pour l'analyse des mouvements de rattrapage d'équilibre.

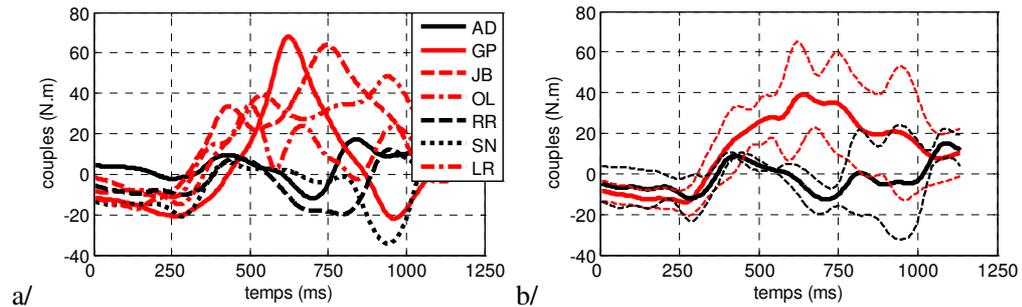


Figure 6-46 : Mise en évidence par les couples de flexion des hanches des 2 stratégies de rattrapage (rouge ou noir) déterminées cinématiquement pour la situation expérimentale 11. a/ couples de flexion pour tous les sujets; b/ moyenne \pm écart type pour les 2 stratégies.

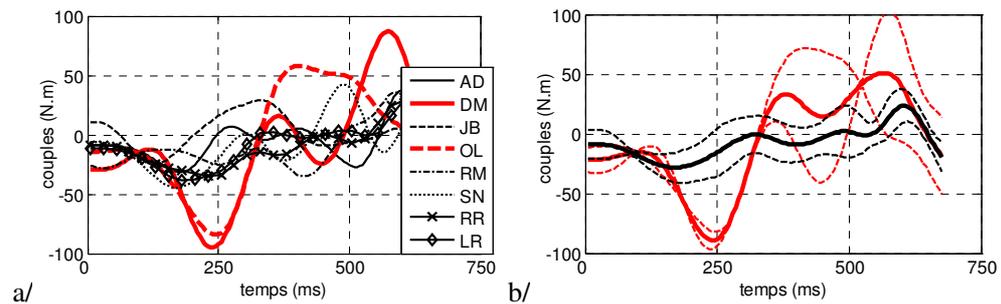


Figure 6-47 : Mise en évidence par les couples de flexion des hanches des 2 stratégies de rattrapage (rouge ou noir) déterminées cinématiquement pour la situation expérimentale 12. a/ couples de flexion pour tous les sujets; b/ moyenne \pm écart type pour les 2 stratégies.

6.3 Les résultats ne sont pas valides pour la dynamique directe

Nous avons vu au paragraphe 2.2.1/ Approche globale page 199 que la comparaison des cinématiques mesurées et produites par les efforts calculés n'est pas un bon outil pour l'estimation des résultats.

Cependant, un modèle multicorps du corps humain correspondant au modèle cinématique utilisé dans cette étude a été mis en place sous un logiciel multicorps commercial (SIMPACK®).

Il était donc logique de tester la pertinence des résultats de la dynamique inverse en les réintroduisant en entrée de ce modèle.

6.3.1 Le modèle dynamique direct du corps humain

La finalité de cette étude serait d'obtenir un modèle piloté par des variables dynamiques. Or le formalisme utilisé pour la dynamique inverse ne permet pas d'effectuer des calculs de dynamique directe. De fait, parallèlement de cette étude, un modèle dynamique du corps humain a été mis en place.

Pour être utilisable, ce modèle doit être :

- personnalisable : Les propriétés géométriques et inertielles du modèle doivent être adaptées à chacun des sujets.
- évolutif : ce modèle dynamique doit correspondre au modèle cinématique utilisé pour reconstruire les mouvements. Or, étant donnée l'aspect exploratoire

de cette étude, ce modèle sera sûrement amené à évoluer, et notamment à être simplifié.

- pilotable par un contrôleur externe.

Une première tentative a été effectuée en utilisant un modèle éléments finis. Il s'agissait du modèle numérique du mannequin Hybrid III dans sa version debout fourni dans le code de calcul Radioss[®] [JUL 04]. L'intérêt d'un tel modèle est de pouvoir traiter et la cinématique avant impact et les conséquences de l'impact (déformations – contraintes – risques de blessures). Cependant, il s'est avéré rapidement que ce type de modèle est beaucoup trop lourd à utiliser ! Cette solution a donc été abandonnée et il a été décidé de ne s'intéresser, dans un 1^{er} temps, qu'à la cinématique avant impact.

Un modèle de type multicorps a donc été développé à l'aide du logiciel Simpack[®] [HIV 05]. Le modèle cinématique de ce "mannequin dynamique" est basé sur celui du mannequin numérique Man3D utilisé dans cette étude. Seuls les ddl des mains n'ont pas été pris en compte. Il s'agit donc d'un modèle cinématique complet (cf. Figure 6-48 ci-dessous). Ce modèle est évolutif, puisqu'il est possible très facilement de "geler" certains ddl.

Les dimensions du modèle sont automatiquement déduites du mannequin Man3D ayant servi à la reconstruction des mouvements. Les propriétés inertielles des segments sont fixées identiques à celles utilisées pour la dynamique inverse. Cela assure la compatibilité des modèles direct et inverse.

Les entrées sont soit les angles articulaires soit les couples moteurs. Le pilotage peut donc être cinématique ou dynamique. Ces entrées peuvent provenir de tableaux de données ou d'un contrôleur - interne ou externe (eg. Simulink[®]) – permettant ainsi de travailler en boucle fermée.

Tableau 6-10 : les différents segments du modèle dynamique direct

<u>nom du segment</u>	<u>membre correspondant</u>
bas	bassin (Origine)
lbb	colonne lombaire basse
lbh	colonne lombaire haute
thb	thorax bas
thm	thorax moyen
thh	thorax haut
cou	Cou
tet	Tête
cug	cuisse gauche
jag	jambe gauche
pdg	pied gauche
tag	orteils gauches
cud	cuisse droite
jad	jambe droite
pdd	pied droit
tad	orteils droits
stn	sternum
clg	clavicule gauche
brg	bras gauche
a2g	avant bras gauche
mag	main gauche
cld	clavicule droite
brd	bras droit
a2d	avant bras droit
mad	main droite

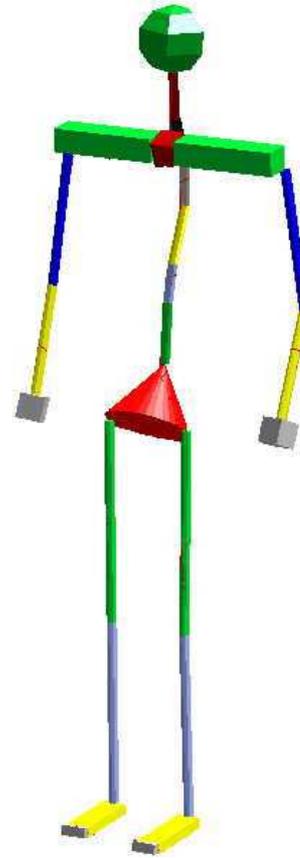


Figure 6-48 : illustration du modèle multicorps dynamique directe mis en place sous Simpack®.

6.3.2 Résultats

Pour valider ce modèle, une tentative a été faite pour maintenir le mannequin en équilibre debout en agissant sur l'ensemble des couples articulaires. Un contrôleur de type PID a été développé sous Simulink® et mis en parallèle pour déterminer les couples à appliquer en fonction des angles articulaires. Les résultats permettent de reproduire une cinématique conforme aux données de la littérature (oscillations CoM-CoP de l'ordre d'1 cm et à une fréquence 1 Hz).

En revanche, la cinématique produite par application des couples calculés en dynamique inverse est presque immédiatement divergente, même dans le cas de mouvements simples. Cela n'a rien de surprenant car :

- la dynamique directe en boucle ouverte est un processus intrinsèquement divergent;
- le système étudié est extrêmement instable;
- la méthode de calcul des efforts interarticulaires n'a pas été adaptée pour cela.

Cela confirme les orientations prises dans cette étude, consistant à piloter le modèle à l'aide d'un contrôleur en parallèle. Il paraît en effet logique de travailler en boucle fermée étant donné :

- la possibilité avec Simpack[®] de coupler le modèle dynamique avec un contrôleur externe;
- la divergence des réponses en boucle ouverte.

7/ Conclusion

Ce chapitre porte sur le calcul des forces et moments articulaires agissants dans les articulations au cours des mouvements de rattrapage d'équilibre. Nous avons décrit la démarche mise en œuvre afin que les résultats de la dynamique inverse soient exploitables.

L'approche récursive de Newton-Euler et le formalisme des matrices homogènes ont été retenus pour cette étude. Afin de s'assurer que les efforts calculés soient cohérents, nous avons comparé les résultats obtenus par 2 stratégies de calcul différentes. Une analyse de sensibilité nous permet alors de voir qu'il est nécessaire de porter une attention particulière à l'estimation des paramètres inertiels des segments, ainsi qu'à la dérivation des données cinématiques.

Nous avons montré que, pour cette étude, les résultats obtenus avec les régressions de Dumas et al. sont meilleurs que ceux obtenus avec les régressions de DeLeva. De même, l'utilisation de la méthode des résidus pour ajuster les fréquences de coupure des filtres améliore la qualité des résultats. En revanche, le fait de forcer la cohérence des matrices dérivées des matrices positions n'a que peu d'influence. Cela aurait même tendance à légèrement diminuer la qualité des résultats.

Les résultats ainsi obtenus sont cohérents mais bruités. Une analyse fréquentielle des signaux permet de faire ressortir que les oscillations observées sur les résultats de la dynamique inverse sont très probablement dues à des mouvements réels de segments corporels, excités par des vibrations de la plate-forme mobile. De même, il apparaît que les mouvements contiennent des composantes fréquentielles situées dans la gamme de fréquence des oscillations observées sur les résultats. Un traitement adéquat des résultats dynamiques, effectué a posteriori, permet de palier ce problème. Il existe peu de données pertinentes dans la littérature pour comparer les résultats ainsi obtenus. Nous avons pu tout de même vérifier la cohérence des couples calculés en terme d'ordres de grandeur et de forme des courbes. De même, nous avons vérifié que la précision des couples calculés est suffisante pour rendre compte de la partition des réponses des sujets en stratégies, observée précédemment à partir des données cinématiques (cf. Chapitre 5). En revanche, ces résultats ne permettent pas d'obtenir une cinématique cohérente lorsqu'ils sont réinjectés en entrée d'un modèle de dynamique directe.

Ainsi, conformément aux objectifs décrits en introduction de ce chapitre, la méthode mise en place permet de calculer des efforts intersegmentaires utilisables : 1/ pour l'analyse dynamique du rattrapage d'équilibre; 2/ pour servir de données de base à un outil de simulation dynamique du rattrapage d'équilibre.

En outre, l'un des résultats important de ce chapitre est le fait que cette méthode simple, mais appliquée avec précautions, permette de calculer des forces et moments intersegmentaires exploitables, et ce même : 1/ pour un modèle 3D complet du corps humain; 2/ lorsque les mouvements étudiés sont complexes.

Il serait cependant intéressant de continuer à travailler sur un certain nombre de points.

Tout d'abord, il serait important d'améliorer la qualité des données d'entrée. Notamment, il devrait être possible de minimiser les discontinuités sur les cinématiques d'entrée en améliorant la méthode de reconstruction du mouvement. En outre, pour l'avenir, il serait intéressant d'envisager un dispositif expérimental sur rails, et non sur pneumatiques, afin de limiter les oscillations observées sur les résultats dynamiques.

Enfin, il serait important d'appliquer cette méthode aux situations expérimentales pour lesquelles le sujet utilise un dispositif d'appuis supplémentaire

Chapitre 7 -

Conclusion générale et perspectives

1/ Principaux résultats	266
1.1 Résultats méthodologiques	266
1.2 Résultats concernant le rattrapage d'équilibre	267
2/ Perspectives	269
2.1 Expérimentations	269
2.2 Traitement des données	270
2.3 Prédiction du risque d'impact entre le sujet et l'environnement	270
3/ Bilan	272

1/ Principaux résultats

Cette étude part du constat qu'il est primordial de s'intéresser à la sécurité des passagers debout de transports en commun, d'autant plus que ce problème n'a été que très peu étudié.

Les résultats de ce travail peuvent être répartis en 2 grands axes :

- la mise en place de méthodes permettant d'observer, et de quantifier, les réactions de sujets volontaires suite à une perturbation d'équilibre engendrée par des phénomènes représentatifs des transports en commun (accélération de leur surface d'appui);
- une meilleure connaissance des phénomènes régissant le rattrapage d'équilibre dans ces situations.

1.1 Résultats méthodologiques

1.1.1 Protocole expérimental

Un protocole expérimental a été mis en place afin d'étudier la réaction de sujets volontaires suite à une accélération transitoire de leur surface d'appui.

Le dispositif expérimental utilisé permet de reproduire des situations caractéristiques des transports en commun :

- perturbations reproductibles et représentatives d'incidents réels, tel un freinage d'urgence;
- sujets installés dans des configurations typiques (utilisation de dispositifs de retenue, espace suffisant pour se rattraper, etc.)
- début de prise en compte de contraintes spécifiques (entrave aux mouvements des bras, distance limite pour le rattrapage).

Les réactions observées et le ressenti des sujets semblent confirmer que les situations expérimentales sont bien représentatives de situations réelles.

Les données recueillies sont la cinématique des sujets, les efforts de contact entre les sujets et leur environnement, et la perception qu'ils ont eu des différentes situations expérimentales testées.

L'attention portée à la sécurité des sujets nous a permis d'obtenir l'aval du comité d'éthique (CCPPRB) pour la réalisation de cette étude avec des sujets volontaires, et ce malgré l'importance des perturbations mises en œuvre.

1.1.2 Méthode de traitements des données expérimentales

Des méthodes de traitement ont été mises en place pour quantifier la réaction des sujets à partir des données expérimentales. Ces méthodes ont été spécifiquement développées pour faire face : 1/ aux difficultés de mesures; 2/ à la complexité des mouvements et du système étudiés (modèle du corps complet en 3 dimensions). Une

attention particulière a été portée sur la qualité des résultats obtenus, afin de s'assurer qu'elle est compatible avec l'utilisation que l'on souhaite faire de ces résultats.

Ainsi, un algorithme d'optimisation semi-global permet de reproduire la cinématique du rattrapage d'équilibre sur un mannequin numérique. L'approche géométrique de la résolution du problème permet d'obtenir une solution rapide et stable, malgré la complexité du modèle cinématique (40 ddl) et les difficultés de mesures rencontrées. L'évaluation de la qualité des mouvements reconstruits nous a permis de faire ressortir la robustesse de cette méthode.

Les forces et moments articulaires agissants dans les articulations au cours des mouvements de rattrapage d'équilibre ont été calculés à l'aide de l'algorithme récursif de Newton-Euler. La vérification de la pertinence des efforts calculés a permis de mettre en évidence que les hypothèses classiques ne sont pas satisfaisantes pour cette étude. En jouant sur les points identifiés comme étant les plus sensibles de la méthode (identification des paramètres inertiels et dérivation des données cinématiques), ainsi qu'en appliquant un post-traitement adapté, nous avons pu obtenir des résultats cohérents et exploitables, tout en conservant une méthode de calcul simple et rapide.

1.1.3 Travail sur la représentation de la cinématique du rattrapage

Afin de pouvoir caractériser simplement la cinématique du rattrapage d'équilibre, nous avons cherché à en obtenir une représentation synthétique.

Pour cela, un modèle cinématique extrêmement simplifié est proposé. Il permet, avec uniquement 2 ddl, de représenter le mouvement global du sujet, et plus particulièrement la cinématique de la tête. Des outils statistiques sont ensuite utilisés pour regrouper les réponses des sujets en stratégies, puis une représentation séquentielle permet de ne les caractériser qu'avec un nombre restreint de paramètres.

Ainsi, le rattrapage d'équilibre pour chaque situation expérimentale est décrit de manière globale par un petit nombre de valeurs numériques (entre 4 et 16), physiquement interprétables.

1.2 Résultats concernant le rattrapage d'équilibre

L'ensemble des données recueillies, puis traitées, nous a permis d'enrichir la connaissance des phénomènes du rattrapage d'équilibre fortement perturbé.

1.2.1 Organisation du rattrapage d'équilibre

La représentation synthétique de la cinématique nous a permis de mettre en évidence que le rattrapage d'équilibre est constitué de 2 phénomènes : 1/ la réaction posturale immédiate après la perturbation; 2/ le ou les pas de rattrapage. Chacun de ces 2 phénomènes étant aussi constitué de 2 phases distinctes. Cette décomposition cinématique est cohérente avec les temps de réaction des sujets mesurés à partir d'informations dynamiques, ainsi qu'avec les observations dynamiques issues de la littérature. En outre, elle permet de justifier l'utilisation de lignes brisées pour représenter l'évolution des paramètres.

1.2.2 Influence des paramètres

L'influence des paramètres de l'expérience a pu être étudiée au travers de l'ensemble des données recueillies.

Il apparaît par exemple que l'environnement (présence d'un obstacle) a une influence non négligeable sur la cinématique des sujets.

Un autre bon exemple concerne la manière dont les dispositifs de maintien influent sur le rattrapage d'équilibre. L'analyse du ressenti des personnes, de leur temps de réaction et de la représentation synthétique de la cinématique du rattrapage met en évidence que le rôle des 2 dispositifs testés est totalement différent : l'utilisation d'un appui dorsal permet de modifier la position initiale des sujets. Cela augmente leur stabilité avant perturbation, et limite les déséquilibres induits. En revanche une barre de maintien ne modifie pas la stabilité du sujet avant la perturbation. Elle offre par contre la possibilité de se rattraper une fois que le déséquilibre est induit.

1.2.3 Prédiction de la cinématique du rattrapage

Nous avons montré sur un exemple qu'il est possible d'estimer la cinématique du rattrapage d'équilibre dans une situation donnée. Pour cet exemple, la comparaison des résultats prédits à l'aide d'une simple interpolation et la cinématique mesurée expérimentalement sont encourageants : le mouvement global est cohérent et les conditions d'un éventuel impact entre la tête du sujet et l'environnement sont correctement reproduites. Plus de données expérimentales seront toutefois nécessaires pour pouvoir valider cette technique dans d'autres situations.

2/ Perspectives

Ce travail n'est qu'une première étape dans la mise au point d'un outil d'évaluation du risque pour les passagers debout.

Il est donc nécessaire, pour prolonger ce travail :

- de revenir sur certains aspects des méthodes et outils déjà en place;
- d'en développer de nouveaux.

Ces différents points peuvent être regroupés en 3 domaines : l'expérimentation, le traitement des données et la prédiction du risque d'impact avec l'environnement.

2.1 Expérimentations

Le **dispositif de création** de la perturbation a montré certaines limites. S'il devait être reconsidéré, il serait intéressant :

- de pouvoir modifier indépendamment les différents paramètres du profil d'accélération;
- de concevoir un contact roue-rails, plutôt que pneumatique, afin de limiter les oscillations parasitant les résultats dynamiques.

Les études futures devraient se concentrer à **recueillir d'avantage de données expérimentales**. Il serait notamment intéressant de tester :

- plus de sujets par configurations, pour déterminer de manière plus exhaustive les différentes stratégies, et réduire l'influence de la variabilité interindividuelle sur la réponse.
- différentes configurations expérimentales : l'influence de la direction de perturbation devrait être étudiée. De même, il faudrait poursuivre l'étude de l'influence de l'environnement (contraintes extérieures) sur la réponse des sujets. Enfin il serait extrêmement intéressant de pouvoir étudier indépendamment l'influence des paramètres du profil d'accélération (Jerk, durée, accélération maximum, etc.) sur le déséquilibre induit.
- différents groupes de population : cette étude a été menée dans un premier temps sur une population jeune. Or les groupes les plus concernés par le risque de blessures sont plutôt les personnes âgées. Il serait intéressant de vérifier expérimentalement l'influence du groupe de population sur le rattrapage d'équilibre (stratégies développées, cinématiques de la tête, risques de chutes au sol).

De plus, il serait déterminant de pouvoir **effectuer des observations en situation réelles** (dans des véhicules de transports en communs en exploitation). Cela permettrait d'obtenir une meilleure connaissance des scénarii critiques. En outre, il serait alors possible de confronter les résultats obtenus en laboratoire aux réactions observées *in situ*. Un premier aperçu du réalisme des réactions observées a déjà pu être obtenu, mais il serait intéressant de vérifier ce point expérimentalement.

2.2 Traitement des données

Les méthodes mises en place, si elles se sont avérées satisfaisantes, mériteraient certaines améliorations.

Tout d'abord, il serait essentiel de mettre en accord les bases d'expression des résultats avec **les prescriptions standard de l'ISB**. Cela passe par la mise à jour de la topologie du mannequin numérique utilisé.

Un autre point délicat à l'heure actuelle est **l'ajustement du modèle cinématique** complet sur l'anthropométrie des sujets. Cette étape, manuelle, est gourmande en temps de traitement et est source d'imprécisions. Il serait important d'améliorer cette procédure, en envisageant notamment des méthodes automatiques.

De même, il serait probablement bénéfique d'essayer **d'améliorer la continuité des mouvements reconstruits**. L'une des premières mesures à envisager serait par exemple d'initialiser l'algorithme de reconstruction à partir de la posture précédente dans le mouvement, et non à partir d'une posture de référence unique.

Enfin, concernant la **simplification de la représentation de la cinématique** du rattrapage, les courbes décrivant l'évolution des paramètres de mouvement ont été représentées par des lignes brisées. Cette représentation est intéressante, car elle est très physique, et nous permet d'interpréter simplement les phénomènes du rattrapage. Cependant, dans un objectif futur de prédiction pure des mouvements de rattrapage, il serait intéressant d'envisager d'autres types de représentation, comme la décomposition en B-splines par exemple.

2.3 Prédiction du risque d'impact entre le sujet et l'environnement

Dans ce travail, nous avons pu illustrer la possibilité de prédire le risque d'impact entre le sujet et son environnement au travers d'un exemple. Cependant, il serait nécessaire de prolonger ce travail par différentes actions, à plus ou moins long terme.

Dans un premier temps, il serait indispensable de pouvoir **valider la méthode** de prédiction **pour d'autres situations expérimentales**. Cela nécessite d'acquérir au préalable plus de données expérimentales.

A plus long terme, plusieurs pistes peuvent être envisagées pour améliorer la prédiction. Tout d'abord, il serait intéressant **d'enrichir le modèle cinématique**, afin de pouvoir prédire les risques de choc pour les membres des sujets, et non plus uniquement pour la tête.

Ensuite, plutôt que de chercher à obtenir un modèle global du rattrapage, une autre approche consisterait à considérer le rattrapage comme une séquence d'actions

distinctes. Cette **approche séquentielle**, de plus en plus classique en prédiction du mouvement, permet de considérer séparément les grands phénomènes du rattrapage. Cela serait d'autant plus intéressant que nous avons justement montré que le rattrapage, à ces niveaux de perturbation, est organisé en une succession de phénomènes (réaction posturale puis pas de rattrapage), eux même constitués de phases (aucune réaction, réaction automatique, etc.). L'intérêt est que l'action à représenter est alors plus simple que le mouvement global, et peut donc être décrite et /ou modélisée de manière plus fine.

Enfin, l'objectif à long terme serait d'obtenir un **modèle dynamique et réactif du rattrapage d'équilibre**. Cela consiste à concevoir un contrôleur qui, placé en boucle fermée avec un modèle dynamique multicorps du corps humain, pourrait déterminer les actions à entreprendre pour ramener le modèle dans la position d'équilibre debout de la manière la plus "humaine" possible. La compréhension des phénomènes acquise au cours de ce travail (et des travaux futurs), ainsi que les données dynamiques calculées, serviront à renseigner ce contrôleur.

L'intérêt d'un tel outil est double : tout d'abord, il s'agirait d'un véritable modèle réactif, et non plus un simple outil de prédiction. Cela lui conférerait un champ d'action beaucoup plus large. Ensuite, l'intérêt d'un contrôle des variables dynamiques est que cela permettrait de coller au plus près aux mécanismes de contrôle humain. On pourrait ainsi faire intervenir des contraintes sur les capacités à développer des efforts musculaires pour simuler le vieillissement, faire intervenir les inerties temporelles des différents capteurs et actionneurs, etc.

3/

Bilan

Les méthodes mises en place dans cette étude, ainsi que ses apports dans la connaissance du rattrapage d'équilibre, constituent une première étape en vue de l'obtention d'un outil permettant d'évaluer et de limiter les risques encourus par les passagers debout.

Cependant, de nombreuses étapes restent encore à franchir avant d'obtenir un tel outil. Il serait notamment intéressant de continuer à travailler sur certains points développés dans ce travail, et de prolonger les premiers efforts effectués en vue de la prédiction du mouvement de rattrapage d'équilibre.

La continuité de cette étude, notamment au niveau expérimental, est prévue dans le cadre de projets nationaux et européens.

Bibliographie

- [ABD 71] **Abdel Aziz Y.I., Karara H.M.** Direct Linear Transformation from comparator coordinates into object space coordinate in close-range photogrammetry. In proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry, 1971, Falls Church, American Society of Photogrammetry, pp.1-18.
- [AFN 03] **AFNOR.** Applications Ferroviaires - Freinage - Systèmes de freinage des transports publics urbains et suburbains - Partie 1 : Exigences de performances. NF EN 13452-1. Paris : AFNOR 2003, 30 p.
- [APK 89] **Apkarian J., Naumann S., Cairns B.** A Three-Dimensional Kinematic and Dynamic Model of the Lower Limb. Journal of Biomechanics, 1989, vol.22, pp. 143-55.
- [BAB 99] **Babinski J.** De l'asynergie cérébelleuse. Revue Neurologique, 1899, vol. 7, pp. 806-816.
- [BAE 04] **Baerlocher P., Boulic R.** An inverse kinematics architecture enforcing an arbitrary number of strict priority levels. The Visual Computer, 2004, vol. 20, pp. 402-17.
- [BEN 00] **Bende J.** City Bus Safety - A Casualty Study from the View of the Accidents Research, thesis for the GDV, Institute for Vehicle Safety Munich, January 17th, 2000. (cité dans [Kirk 03]).
- [BEU 04] **BEURIER G., WANG X.** Motion conversion between digital Human Models - a case study from Ramsis to Man3D, Digital Human Modeling Symposium. SAE paper n° 2004-01-2194. Rochester, Michigan, USA, June 15-17 2004: Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA.

- [BJO 05] **Björnstig U., Albertsson P., Björnstig J., Bylund P.-O., Falkmer T., Petzäll J.** Injury Events Among Bus And Coach Occupants – Non-crash Injuries as Important as Crash Injuries. IATSS Research, 2005, vol. 29, pp. 79-87.
- [BOT 01] **Bothner K.E., Jensen J.L.** How do non muscular-torques contribute to the kinetics of postural recovery following a support surface translation ?. Journal of Biomechanics, 2001, vol. 34, pp. 245-50.
- [BOU 03] **Boulic R., Le Callennec B., Herren M., Bay H.** Motion editing with prioritized constraints. In proceedings of RichMedia, Lausanne, Octobre 2003.
- [BRI 04] **Bridger R.S., Crossland P.** Predicting Losses of Balance on Moving Platforms, In P.T. Mc Cabe Eds. Contemporary Ergonomics, London : CRC Press, 2004, pp. 83-7.
- [BTS 00] **BTS** | Table 2-15: U.S. Transit Safety Data: 2000 [en ligne]. Disponible sur : http://www.bts.gov/publications/state_transportation_profiles/nebraska/html/table_02_15.html (consulté le 08.06.2006).
- [BUR 02] **Burkhard W.** Safety of standing and sitting passengers in local transport Buses. Europäische Fachtagung. 2002.
- [CAM 06] **Camomilla V., Cereatti A., Vannozzi G., Cappozzo A.** An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. Journal of Biomechanics, 2006, vol. 39, pp. 1096-106.
- [CAPo 96] **Cappozzo A., Catani F., Leardini A., Benedetti MG., Della Croce U.** Position and orientation of bones during movement: experimental artefacts. Clinical Biomechanics, 1996, vol. 11, pp. 90-100.
- [CAPo 05] **Cappozzo A., Della Croce U., Leardini A., Chiari L.** Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. Gait and Posture, 2005, vol. 21, pp. 186-96.
- [CAPe 96] **Cappello A., La Palombara PF., Leardini A.** Optimization and smoothing techniques in movement analysis. International Journal of Biomedical Computing, 1996, vol. 41, pp. 137-51.

- [CHA 73] **Chao E.Y., Rim K.** Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait. *Journal of Biomechanics*, 1973, vol. 6, pp. 497-510.
- [CHEv 05] **Chevalier M.C., Maupas A., Leveque D., Verriest J.P.** Air bag protection of the train driver during a collision. In proceedings of the International IRCOBI conference, Prague, Tchécoslovaquie, 21-23 Septembre 2005.
- [CHEz 95] **Cheze L., Fregly B.J., Dimnet J.** A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, 1995, vol. 28, pp. 879-84.
- [CHI 05] **Chiari L., Della Croce U., Leardini A., Cappozzo A.** Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait and Posture*, 2005, vol. 21, pp. 197-211.
- [CHL 03] **Chlastacz M.** Trams-trains: les chantiers et les projets qui avancent. *Transport Public*, Mai 2003, pp. 14-21
- [COL 06] **Colobert B., Cretual A., Allard P., Delamarche P.** Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. *Clinical Biomechanics*, 2006, vol. 21, pp. 427-34.
- [DAM 90] **Damico M., Ferrigno G.** Technique for the evaluation of derivatives from noisy biomechanical displacement data using a model-based-bandwidth-selection procedure. *Medical Biology and Engineering Computing*, 1990, vol. 28, pp. 407-15.
- [DAV 91] **Davis R.B.I., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J.R.** A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique. *Human Movement Science*, 1991, vol. 10, pp. 575-87.
- [DEG 97] **de Graaf B., van Weperen W.** The retention of balance: an exploratory study into the limits of acceleration the human body can withstand without losing equilibrium. *Human Factors*, 1997, vol. 30, pp. 111-8.
- [DEGa 02] **Degaillande C., Jacquot N.** Plate-forme pour essais de deceleration. Rapport de Projet de Fin d'Etude, Centre d'Intérêt Dynamique de la Locomotion et de Conception Mécanique, INSA de Lyon, 2002, 87 p.

- [DEL 96] **De Leva P.** Adjustments to Zatsiorsky-Suleyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 1996, vol. 29, pp. 1223-30.
- [DELI 05] **Della Croce U., Leardini A., Chiari L., Cappozzo A.** Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait and Posture*, 2005, vol. 21, pp. 226-37.
- [DO 82] **Do M.C., Breniere Y., Brenguier P.** A biomechanical study of the balance recovery during the fall forward. *Journal of Biomechanics*, 1982, vol. 15, pp. 933-9.
- [DO 99] **Do M.C., Schneider C., Chong R.K.Y.** Factors influencing the quick onset of stepping following postural perturbation. *Journal of Biomechanics*, 1999, vol. 32, pp. 795-802.
- [DOH 88] **Dohrmann C., Busby H., Trujillo D.** Smoothing noisy data using dynamic programming and generalised cross-validation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1988, vol. 110, pp. 37-41.
- [DOR 01] **Doriot N.** Modélisation dynamique du membre inférieur pour l'estimation des forces articulaires et musculaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche. Thèse de doctorat en Mécanique, Université Lyon 1 Claude Bernard, Lyon, France, 2001, 108 p.
- [DOR 04] **Doriot N., Cheze L.** A Three-Dimensional Kinematic and Dynamic Study of the Lower Limb During the Stance Phase of Gait Using an Homogeneous Matrix Approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, vol. 51, pp. 21-7.
- [DUM 04] **Dumas R., Aissaoui R., de Guise J.A.** A 3d Generic Inverse Dynamic Method Using Wrench Notation and Quaternion Algebra. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2004, vol. 7, pp. 159-66.
- [DUM 05] **Dumas R., Aissaoui R., Mitton D., Skalli W., de Guise J. A.** Personalized body segment parameters from bi-planar low dose radiography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, vol. 52, pp. 1756-63.

- [DUM 06a]* **Dumas R., Nicol E., Chèze L.** Influence of perturbed gait data on four 3D inverse dynamic methods. In proceedings of the 9th Symposium on 3D analysis of Human Movement, 2006, 28-30 juin, Valenciennes, France.
- [DUM 06b]* **Dumas R., Cheze L., Verriest J.P.** Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. Journal of Biomechanics, 2006 (in press).
- [DUM 06c]* **Dumas R., Skalli W., de Guise J., Verriest J.P.** Comparison of bi-planar radiography and adjusted scaling equations for the computation of appropriate 3D body segment inertial parameters. In proceedings of Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference, 2006, 4-6 Juillet, Lyon, France.
- [DUR 03]* **Durkin J. L., Dowling J. J.** Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models. Journal of Biomechanical Engineering, 2003, vol. 125, pp. 515-22.
- [EAS 01]* **Easterbrook L., Horton K., Arber S. Dividson K.** International review of interventions in falls among older people. Department of Trade and Industry, London, URN 01/1173.
- [FAR 99]* **Faraway J.J., Zhang X., Chaffin D.B.** Rectifying postures reconstructed from joint angles to meet constraints. Journal of Biomechanics, 1999, vol. 32, pp. 733-36.
- [FAR 00]* **Faraway J.** Modeling reach motions using functional regression analysis, Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference, June 2000, Dearborn, MI, USA. SAE Technical Paper 2000-01-2175, SAE International, Warrendale, PA.
- [FER 04]* **Ferry M., Martin L., Termoz N., Cote J., Prince F.** Balance control during an arm raising movement in bipedal stance: which biomechanical factor is controlled?. Biological Cybernetics, 2004, vol. 91, pp. 104-14.
- [GAR 94]* **Garcia de Jalon J., Bayo E.** Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems – The Real-Time Challenge, New-York : Springer-Verlag, , 1994, 440 pp., ISBN 0-387-94096-0.

- [GEO 02] **Georgakis A., Stergioulas L.K., Giakas G.** Automatic algorithm for filtering kinematic signals with impacts in the Wigner representation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2002, vol. 40, pp. 625-33.
- [GES 85] **Gesheider G.A.** *Psychophysics – Method, Theory and Application*. 2nd ed . New Jersey : Lawrence Erlbaum Associates, 1985.
- [GIA 97] **Giakas G., Baltzopoulos V.** A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data. *Journal of Biomechanics*, 1997, vol. 30, pp. 847-50.
- [GRO 83] **Grood E.S., Suntay W.J.** A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1983, vol. 105, pp. 136-44.
- [GRU 98] **Gruber K., Ruder H., Denoth J., Schneider K.** A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics*, 1998, vol. 31, pp. 439-44.
- [GU 96] **Gu M.-J., Schultz A.B., Shepard N., Alexander NB.** Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed : dynamics. *Journal of Biomechanics*, 1996, vol. 29, pp. 319-29.
- [GUI 03] **Guihard M., Gorce P.** Strategies de hanches et de chevilles appliquées à la modélisation du contrôle postural de BIPMAN. In proceedings de la journée thématique Humanoides, 15 mai 2003, Valenciennes. Société de Biomécanique, 2003, pp. 65-72, ISBN 2-84875-423-0.
- [GUT 96] **Gutierrez C.** Etude des fonctionnalités du membre supérieur en mouvement par l'exploitation de trajectoires de marqueurs externes. Thèse de Doctorat de Mécanique, Université Claude Bernard Lyon I, 1996, 183 p.
- [HAL 05] **Halpern P., Siebzeher M. I., Aladgem D., Sorkine P., Bechar R.** Non-collision injuries in public buses: a national survey of a neglected problem. *Emergency Medicine Journal*, 2005, vol. 22, pp. 108-10.
- [HAF 92] **Haftka R., Gürdal Z.** *Elements of structural optimization*. Dordrecht : Kluwer Academic Publishers, 1992.

- [HIV 05] **Hivert G., Le Coz R.** Modèle dynamique d'un corps humain. Rapport de Projet de Fin d'Etude, Centre d'Intérêt Dynamique de la Locomotion et de Conception Mécanique, INSA de Lyon, 2005, 77 p.
- [HEN 98] **Henry S.M., Fung J., Horak F.B.** EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *Journal of Neurophysiology*, 1998, vol. 80, pp. 1939-50.
- [HEN 01] **Henry S.M., Fung J., Horak F.B.** Effect of stance width on multidirectional postural responses. *Journal of Neurophysiology*, 2001, vol. 85, pp. 559-70.
- [HOF 05] **Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE.** The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 2005, vol. 38, pp. 1-8.
- [HSI 99] **Hsiao E.T., Robinovitch S.N.** Biomechanical influences on balance recovery by stepping. *Journal of Biomechanics*, 1999, vol. 32, pp. 1099-106.
- [HOR 86] **Horak F.B., Nashner L.M.** Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 1986, vol. 55, pp. 1369-81.
- [HUN 04] **Hunter J., Marshall R., McNair P.** Segment-interaction analysis of the stance limb in sprint running. *Journal of Biomechanics*, 2004, vol. 37, pp. 1439-46.
- [JAC 97] **Jacobs R.** Control model of human stance using fuzzy logic. *Biological Cybernetics*, 1997, vol. 77, pp. 63-70.
- [JOL 98] **Jöllennebeck T.** Relation between Initial Muscle Length and Electromechanical Delay. In RIEHLE H.J. / VIETEN, M. (eds.): ISBS 98 - XVI International Symposium of Biomechanics in Sports. Proceedings II, Konstanz 1998, pp. 34-37.
- [JOL 00] **Jöllennebeck T.** Methodological limitations of EMG-based biomechanical motion analysis. In Hong Y./Johns, D.P. (Ed.): Proceedings of XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports, Vol. II, Hong Kong 2000, pp. 769-72.

- [JOL 01] **Jöllenbeck T.** Determination of the onset in EMG based motion analysis – an essential basic method with limited use. In Proceedings of the XVIIIth Congress of the ISB, Zürich 2001.
- [JUL 04] **Jullien E.** Adaptation et amelioration d'un mannequin de choc numérique. Rapport de stage d'exécution, LBMH, INRETS, 2004, 65 p.
- [KAB 89] **Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E., Gainey J., Gorton G., Cochran G.V.** Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait. Journal of Orthopaedic Research, 1989, vol. 7, pp. 849-60.
- [KEP 94] **Kepple T.M., Arnold A.S., Stanhope S.J., Siegel K.L.** Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface landmarks: a 3D computer graphics approach. Journal of Biomechanics, 1994, vol. 27, pp. 365-71.
- [KIMj 03] **Kim K.J., Ashton-Miller J.A.** Biomechanics of fall arrest using the upper extremity: age differences. Clinical Biomechanics, 2003, vol. 18, pp. 311-8.
- [KIMh 06] **Kim K. H., Gillespie B., Martin B.J.** Head movement control in visually guided tasks: postural goal and optimality, Computers in Biology and Medicine, 2006 (in press).
- [KIR 01] **Kirk A., Grant R.** ECBOS Task 1.1 Report overview. European Commission 5th framework project number 1999-RD 11130, 2001. (cité dans [HAL 05]).
- [KIR 03] **Kirk A., Grant R., Bird R.** Passenger casualties in non-collision incidents on buses and coaches in Great Britain[en ligne]. In proceedings of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, 19-22 May 2003, Nagoya. Disponible sur : <http://hdl.handle.net/2134/1099> (consulté le 08.06.2006).
- [KOO 05] **van der Kooij H., van Asseldonk E., van der Helm F.C.** Comparison of different methods to identify and quantify balance control. Journal of Neuroscience Methods, 2005, vol. 145, pp. 175-203.
- [KUB 95] **Kubica E.G., Wang D., Winter D.A.** Modeling balance and posture control mechanisms of the upper body using

- conventional and fuzzy techniques. *Gait and Posture*, 1995, vol. 3, pp. 111.
- [*KUO 98*] **Kuo A.D.** A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1998, vol. 120, pp. 148-59.
- [*LAF 92*] **Lafortune M.A., Cavanagh P.R., Sommer H.J. 3rd, Kalenak A.** Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics*, 1992, vol. 25, pp. 347-57.
- [*LAN 82*] **Lanshammar H.** On precision limits for derivatives numerically calculated from noisy data. *Journal of Biomechanics*, 1982, vol. 15, pp. 459-70.
- [*LEA 05*] **Leardini A., Chiari L., Della Croce U., Cappozzo A.** Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3, Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and Posture*, 2005, vol. 2, pp. 212-25.
- [*LEC 04*] **Leclerq S., Tissot C.** Serious fall on the level in occupational situations. In P.T. Mc Cabe Eds., *Contemporary Ergonomics*, London : CRC Press, pp. 83-7.
- [*LEM 06*] **Lempereur M.** Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Thèse d'automatique et informatique des systèmes industriels et humains, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2006, 223 p.
- [*LEP 93*] **Lepoutre F.X.** Human posture modelization as a problem of inverse kinematic of redundant robots. *Robotics*, 1993, vol. 11, pp. 339-43.
- [*LOC 05*] **Lockhart T.E., Smith J.L., Woldstad J.C.** Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Human Factors*, 2005, vol. 47 pp. 708-29.
- [*LON 61*] **Longet F.A.** *Traité de physiologie*. 2ième ed. [en ligne]1861. Disponible sur : <<http://perso.club-internet.fr/pmgagey/Longet1861.htm>> (consulté le 18.10.2002)
- [*LOS 99*] **Loslever R., Flahaut J. J., Lepoutre F. X.** Caractérisation statistique des mouvements 1. Aspects méthodologiques. *Le Travail Humain*, 1999, vol. 62, pp. 131-54.

- [LU 99] **Lu T.W., O'Connor J.J.** Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 1999, vol. 32, pp. 129-34.
- [MAK 96] **Maki B.E., McIlroy W.E., Perry S.D.** Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. *Journal of Biomechanics*, 1996, vol. 29, pp. 343-53.
- [MAK 97] **Maki B.E., McIlroy W.E.** The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change in support" strategy. *Physical Therapy*, 1997, vol. 77, pp. 488-507.
- [MAK 98] **Maki B.E., Perry S.D., McIlroy W.E.** Efficacy of handrails in preventing stairway falls : a new experimental approach. *Safety Science*, 1998, vol. 28, pp. 189-206.
- [McCa 95] **McCaw ST, DeVita P.** Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *Journal of Biomechanics*, 1995, vol. 28, pp. 985-8.
- [McCo 80] **McConville J. T., Churchill T. D., Kaleps I., Clauser C. E., Cuzzi J.** Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. AFAMRL-TR-80-119, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio, 1980.
- [McI 94a] **McIlroy W.E., Maki B.E.** Compensatory arm movements evoked by transient perturbations of upright stance. In Tagushi K., Igarashi M., Mori S., eds. *Vestibular and Neural Front.*, Amsterdam, The Netherlands : Elsevier Science Publishers BV. 1994, pp. 489-92.
- [McI 94b] **McIlroy W.E., Maki B.E.** The "deceleration response" to transient perturbation of upright stance. *Neuroscience Letters*, 1994, vol. 175, pp. 13-6.
- [McI 95] **McIlroy W.E., Maki B.E.** Early activation of arm muscles follows external perturbation of upright stance. *Neuroscience Letters*, 1995, vol. 184, pp. 177-80.
- [MAT 01] **Matjacic Z., Voigt M., Popovic D., Sinkjaer T.** Functional postural responses after perturbations in multiple directions in standing man: a principle of decoupled control. *Journal of Biomechanics*, 2001, vol. 34, pp. 187-96.

- [MEY 03] **Meyer W.** Le projet européen de "tram-train" Saar-Lor-Lux. Transport Public International, 2003, n°3, pp. 24-27.
- [MONg 94] **Mongénie P.** Contribution à la réduction des risques pour les passagers en cas de collision dans un véhicule de transports guidés. Thèse de Génie Mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 1994, 129 p.
- [MONi 03] **Monnier G., Wang X., Verriest J.P., Goujon S.** Simulation of complex and specific task-oriented movements – application to the automotive seat belt reaching. Digital Human Modeling Conference. Technical Paper 2003-01-2225. Montreal, June 2003. SAE International, Warrendale, PA.
- [MONi 04] **Monnier G.** Simulation de mouvements humains complexes et prédiction de l'inconfort associé - Application à l'évaluation ergonomique du bouclage de la ceinture de sécurité. Thèse de Génie Mécanique, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2004, 254 p.
- [MOR 04] **Morris R.** Summary report of standing occupant reaction work undertaken within the safetram project, MIRA-0415015, Nuneaton, England, MIRA, 2004, 35 p.
- [MUL 93] **Mulder S.** Jaaroverzicht prive ongevalle registratie systeem [Annual report home and leisure accident surveillance system], Amsterdam: Consumer Safety Institute. (cité dans [DEG 97]).
- [MÜL 04] **Müller M., Redfern M.S.** Correlation between EMG and COP onset latency in response to an horizontal platform translation. Journal of Biomechanics, 2004, vol. 37, pp. 1573-81.
- [MUN 90] **Mungiole M., Martin P. E.** Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. Journal of Biomechanics, 1990, vol. 23, pp. 1039-46.
- [NAS 77] **Nashner L.M.** Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. Experimental Brain Research, 1977, vol. 30, pp. 13-24.
- [NAS 79] **Nashner L.M.** Organization and programming of motor activity during posture control. Progress in Brain Research, 1979, vol. 50, pp. 177-84.

- [NAS 85] **Nashner L., McCollum G.** The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioural Brain Sciences*, 1985, vol. 8, pp. 135-72.
- [NUN 06] **Nunome H., Lake M., Georgakis A., Stergioulas L.K.** Impact phase kinematics of instep kicking in soccer. *Journal of Sports Sciences*, 2006, vol. 24, pp. 11-22.
- [OMI 02] **Omino K., Shiroto H., Saito A.** Estimation of passenger movements against the impact in train collision. *Quarterly Report of Railway Technical Research Institute*, 2002, vol. 43, n° 2, pp. 77-82.
- [OSU 05] **O'Sullivan L.W., Gallwey T.J.** Forearm torque strengths and discomfort profiles in pronation and supination. *Ergonomics*, vol. 48, pp. 703-21.
- [PAI 97] **Pai Y.C., Patton J.** Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 1997, vol. 30, pp.347-54.
- [PAI 98] **Pai Y.C., Rogers M.W., Patton J., Cain T.D., Hanke T.A.** Static versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young and older adults. *Journal of Biomechanics*, 1998, vol. 31, pp. 1111-8.
- [PAI 99] **Pai Y.C., Iqbal K.** Simulated movement termination for balance recovery: can movement strategies be sought to maintain stability in the presence of slipping or forced sliding?. *Journal of Biomechanics*, 1999, vol. 32, pp. 779-86.
- [PAI 00] **Pai Y.C., Maki B.E., Iqbal K., McIlroy W.E., Perry S.D.** Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: a dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. *Journal of Biomechanics*, 2000, vol. 33, pp.387-92.
- [PAIn 06] **Pain M.T.G., Challis J.H.** The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings. *Journal of Biomechanics*, 2006, vol. 39, pp.119-24.
- [PARs 04] **Park S., Horak F.B., Kuo A.D.** Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research*, 2004, vol. 154, pp. 417-27.

- [PARw 02] **Park W., Chaffin D.B., Martin B.J.** Modifying motions for avoiding obstacles. SAE Technical Paper 2001-01-2112, Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference and Exhibition, June 2001, Arlington, VA, USA.
- [PAS 06] **Pasi S.** Les accidents dans les transports ferroviaires de l'Union européenne en 2004, [en ligne] Statistiques en bref — Transports - 6/2006, KS-NZ-06-006, Eurostat, Disponible en ligne sur : http://epp.eurostat.ec.europa.eu/cache/ITY_OFFPUB/KS-NZ-06-006/FR/KS-NZ-06-006-FR.PDF (consulté le 14.06.06)
- [PAT 99] **Patton J., Pai Y-C, Lee W.** Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. Gait and Posture, 1999, vol. 9, pp. 38-49.
- [PEA 96] **Pearsall D.J., Reid J.G., Livingston L.A.** Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. Annals of Biomedical Engineering, 1996, vol. 24, pp. 198-210.
- [PEA 99] **Pearsall D.J., Costigan P.A.** The effect of segment parameter error on gait analysis results. Gait and Posture, 1999, vol. 9, pp. 173-83.
- [PER 01] **Pereira M. S., Hecht M., Segurado V., Sohr S., Uettwiller M.** LRV STATISTICS, Passive Safety in Urban Railway Systems, Light Rail Vehicle (LRV) – Accident Statistics, Final report, Safetram project, May 2001, 94 pp.
- [PEZ 77] **Pezzack J.C., Norman R.W., Winter D.A.** An assessment of derivative determining techniques used for motion analysis. Journal of Biomechanics, 1977, vol. 10, pp. 377-82.
- [POP 00] **Popovic M., Pappas I.P., Nakazawa K., Keller T., Morari M., Dietz V.** Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects. Journal of Biomechanics, 2000, vol. 33, pp. 1359-68.
- [PRE 04] **Preuss R, Fung J.** A simple method to estimate force plate inertial components in a moving surface. Journal of Biomechanics, 2004, vol. 37, pp. 1177-80.
- [RAS 98] **Raschke U., Schutte L. and Volberg O.** Control strategies for simulating human movement. Digital Human

Modeling For Design And Engineering Conference and Exposition, April 1998, Dayton, OH, USA. SAE paper 981306, Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA.

[RAO 06]

Rao G., Amarantini D., Berton E., Favier D. Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. Journal of Biomechanics, 2006, vol. 39, pp. 1531-6.

[REI 05]

Reinbolt J.A, Schutte J.F., Fregly B.J., Koh B.I., Haftka R.T., George A.D., Mitchell K.H. Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. Journal of Biomechanics, 2005, vol. 38, pp. 621-6.

[RIE 99]

Rietdyk S., Patla A.E., Winter D.A. Ishac MG, Little CE. Balance recovery from medio lateral perturbations of the upper body during quiet standing. Journal of Biomechanics, 1999, vol. 32, pp. 1149-58.

[RIS 97]

Risher D.W., Schutte L.M., Runge C.F. The use of inverse dynamics solutions in direct dynamics simulations. Journal of Biomechanical Engineering, 1997, vol. 119, pp. 417-22.

[ROB 03]

Robert T., Maupas A. Equilibre des passagers debout dans les transports en commun. Phase 2 : Essais sur mannequins. Rapport LBMC N°0303, août 2003, INRETS/RR/03-541-FR, 43 pages.

[ROM 88]

Romick-Allen R., Schultz A. B. Biomechanics of reactions to impending falls. Journal of Biomechanics, 1988, vol. 21, pp. 591-600.

[RUN 95]

Runge C.F., Zajac F.E. 3rd, Allum J.H., Risher D.W., Bryson A.E. Jr, Honegger F. Estimating net joint torques from kinesiological data using optimal linear system theory. IEEE Transactions of Biomedical Engineering, 1995, vol. 42, pp. 1158-64.

[RUN 99]

Runge C.F., Shupert C.L., Horak F.B., Zajac F.E. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. Gait and Posture, vol. 10, pp. 161-70.

- [SEI 95] **Seidel G.K., Marchinda D.M., Dijkers M., Soutas-Little R.W.** Hip joint center location from palpable bony landmarks-a cadaver study. *Journal of Biomechanics*, 1995, vol. 28, pp. 995-8.
- [SEN 06a] **Senk M., Cheze L.** Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics, *Clinical Biomechanics*, 2006, vol. 21, Suppl. 1, S3-8.
- [SEN 06b] **Senk M.** Kinematical and traction experimental study of the shoulder joint dysfunction. thèse de Biomécanique en cotutelle à l'université Charles de Prague et à l'Université Claude Bernard Lyon 1, 2006, 180 p.
- [SIL 97] **Silva M., Ambrósio J., Pereira M.A.** Multibody approach to the vehicle and occupant integrated simulation. *International Journal of Crashworthiness*, 1997, vol. 2, pp. 73-90.
- [SIL 04a] **Silva M., Ambrósio J.** Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait and Posture*, 2004, vol. 19, pp. 35-49.
- [SIL 04b] **Silva M., Ambrosio J.** Human motion analysis using multibody dynamics and optimization tools. Technical Report IDMEC/CPM – 2004/001, Instituto de Engenharia Mecanica, Lisboa, Portugal, 2004, 311 p.
- [SIM 91] **Simons W., Yang K.** Differentiation of human motion data using combined spline and least squares concepts. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1991, vol. 113, pp. 348-51.
- [VAN 96] **Vanel O.** Etude dynamique du contrôle postural. Thèse de Biomécanique et Physiologie du mouvement, Université de Paris Sud – Orsay, Paris XI, 1996, 244 p.
- [VAU 92] **Vaughan C. L., Davis B. L., O'Connor J. C.** *Dynamics of Human Gait*. Leeds : Human Kinetics, 1992, 137p.
- [VEL 88] **Veldpaus F.E., Woltring H.J., Dortmans L.J.** A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates. *Journal of Biomechanics*, 1988, vol. 21, pp. 45-54.

- [VER 98] **Verriest J.P.** Simulation of human movement for ergonomic design on numerical mock-up. Transportation Research Record, 1998, vol. 1631, pp 8-12.
- [VIE 87] **VIERORDT K.** Station debout et mouvements locaux. In Traité de physiologie. 5ième ed. [en ligne] 1887, p. 505-22 . Disponible sur : <<http://perso.club-internet.fr/pmgagey/VierordtDebout.htm>> (consulté le 18.10.2002).
- [VIN 96] **Vint P.F., Hinrichs R.N.** Endpoint error in smoothing and differentiating raw kinematic data: an evaluation of four popular methods. Journal of Biomechanics, 1996 vol. 29, pp. 1637-42.
- [WAN 98] **Wang X., Verriest J.P.** A geometric algorithm to predict the arm reach posture for computer-aided ergonomic evaluation. The Journal of Visualization and Computer Animation, 1998, vol. 9, pp. 33-47.
- [WAN 02] **WANG X.** Prediction of lower-limb movements of clutch pedal operation from an existing motion database, SAE International conference and exposition of Digital Human Modeling for Design and Engineering, Munich, 18-20 June, 2002, pp. 271-283
- [WAN 03] **Wang X.** Simulation du mouvement humain en vue d'applications ergonomiques - Vers une approche de simulation basée sur données et assistée par connaissances. In proceedings de la journée thématique Humanoides, 15 mai 2003, Valenciennes. Société de Biomécanique, 2003, pp. 65-72, ISBN 2-84875-423-0.
- [WAN 05] **Wang X., Chevalot N., Monnier G., Ausejo S., Suescun Á., Celigüeta J.** Validation of a model-based motion reconstruction method developed in the Realman project. SAE International conference and exposition of Digital Human Modeling for Design and Engineering, 2005, June 14-16, Iowa city, USA. SAE paper 2005-01-2743, Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA.
- [WIN 90] **Winter D.A.** Biomechanics and motor control of human movement, 2nd ed. New-York : Wiley-Interscience, 1990, 296 p.
- [WIN 95] **Winter D.A.** Human balance and posture control during standing and walking. Gait and Posture, 1995, vol 3, pp. 38-49.

- [WIN 98] **Winter D.A., Patla A.E., Prince F., Ishac M.G.** Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 1998, vol. 80, pp.1211-21.
- [WOL 86] **Woltring H.** A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances Engineering Software*, 1986, vol. 8, pp. 104-7.
- [WU 95] **Wu G., Cavanagh P.R.** ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 1995, vol. 28, pp. 1257-61.
- [WU 02] **Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I.** ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 2002, vol. 35, pp. 543–8.
- [WU 05] **Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW, Buchholz B.** ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 2005, vol. 38, pp. 981-92.
- [YOU 83] **Young J.W., Chandler R.F., Snow C.C., Robinette K.M., Zehner G.F., Lofberg M.S.** Anthropometric and mass distribution characteristics of the adults female. Technical Report FA-AM-83-16, FAA Civil Aeromedical Institute, Oklaoma City, Oklaoma, 1983.
- [ZAJ 93] **Zajac F.E.** Muscle coordination of movement: a perspective. *Journal of Biomechanics*, 1993, vol. 26 pp. 109-24.
- [ZAT 83] **Zatsiorsky V., Seluyanov V.** The mass and inertial characteristics of main segments of the human body. In *Human Kinetics*, Matsui, H., Kobayashi, K. (Eds.), Biomechanics VIII-B. Champaign, Illinois, USA, 1983, pp. 1152-9.
- [ZAT 90] **Zatsiorsky V., Seluyanov V., Chugunova L.** In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma scanner method. In N. Berme and A. Cappozzo, Eds., *Biomechanics of Human Movement: Application in*

Rehabilitation, Sports and Ergonomics, Bertec, Worthington, 1990, pp. 86–202.

[ZHA 98] **Zhang X., Kuo A.D., Chaffin D.B.** Optimization-based differential kinematic modeling exhibits a velocity-control strategy for dynamic posture determination in seated reaching movements. *Journal of Biomechanics*, 1998, vol. 31 pp. 1035-42.

[ZHA 00] **Zhang X., Chaffin D.** A three-dimensional dynamic posture prediction model for simulating in-vehicle seated reaching movements: development and validation. *Ergonomics*, 2000, vol. 43, pp. 1314-30.

[ZHA 02] **Zhang X.** Deformation of angle profiles in forward kinematics for nullifying end-point offset while preserving movement properties. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2002, vol. 124, pp. 490-5.

Annexes

1/	Tableau récapitulatif des données accidentologiques prises en compte.	292
2/	Extrait d'appel d'offre matériel de la SNCF.....	296
3/	Informations sur le texte de loi Huriet-Sérusclat	298
4/	Documents d'information remis aux sujets	302
5/	Questionnaires à remplir par les sujets.....	304
6/	Description du modèle cinématique du mannequin numérique Man3D	308
7/	Repères de la dynamique inverse.....	314
8/	Analyse de sensibilité de la méthode de reconstruction de mouvements	316
9/	Rappels de cinématique et dynamique avec les opérateurs homogènes.	327
10/	Analyse de sensibilité du calcul des forces et moments articulaires ...	333

1/

Tableau récapitulatif des données accidentologiques prises en compte

études	recueil des données	années	type de véhicule	nombre de données	nombre et type d'incidents	type de blessures
[PER 01]	questionnaires auprès de 21 exploitants européens de réseaux de TP urbains	1991 – 2001	LRV	59000 "incidents", soit 7600 cas de blessures sur 10 années	<ul style="list-style-type: none"> • 22% des blessures lors d'incident sans collision • analyse de risque : scénario le plus problématique = "sans collision" et "freinage urgence" 	<ul style="list-style-type: none"> • blessés sont principalement des passagers âgés : 60 % des personnes blessées sont des passagers, et parmi ceux-ci 54% ont plus de 55 ans. • 66% AIS = 1; 31 % AIS =2. • principalement blessures à tête et membres sup et inf.
[HAL 05]	recensement dans 6 services d'urgence israéliens	2000	bus urbain et interurbains	en 8 mois, 120 cas de blessures dans des bus sans qu'il y ai eu collisions	<ul style="list-style-type: none"> • nombre blessures dans des bus sans collision : étendu au pays sur la base des chiffres nationaux => 729 blessures/an. Sur la base des chiffres de la capitale 2700 blessures/ ans • 51 % blessures dues à des accélérations/décélérations (28% lors des montées/descentes et 7% suite à un écart du bus dans un virage). • 81% personnes blessées étaient debout ou en mouvement (resp. 56% et 25 %). 	<ul style="list-style-type: none"> • blessées sont des personnes âgées principalement (56% > 55 ans) • blessures principalement aux membres et à la tête (resp. 33% et 29 %).

études	recueil des données	années	type de véhicule	nombre de données	nombre et type d'incidents	type de blessures
[KIR 03]	rapportés par exploitant ou conducteurs du Royaume-Unis	1994 – 1998	tous véhicules de plus de 17 places	320 000 personnes blessées lors d'accidents de la route, dont 47 000 "sérieusement" (AIS >3)	<ul style="list-style-type: none"> passagers de bus urbain ou interurbain = 2,5% blessés tout accidents de la route confondus. 63% incidents où 1 personnes a été tué ou sévèrement blessée sont sans collision 28% des passagers ainsi touchés (KSI) sont passagers debout, soit 39% des passagers dans incidents sans collision 	
[BTS 00]	rapportés par exploitants américains	2000	<ul style="list-style-type: none"> bus urbain et interurbain LRV 	<ul style="list-style-type: none"> 20,967 incidents sans collision 23,184 incidents avec collision 978 incidents sans collision 343 incidents avec collision 	<ul style="list-style-type: none"> 8 morts et 20,967 blessés sans collisions 93 morts et 20,800 blessés suite à collision 0 morts et 979 blessés sans collisions 30 morts et 361 blessés suite à collision 	

études	recueil des données	années	type de véhicule	nombre de données	nombre et type d'incidents	type de blessures
[BJO 05]	recensement dans le service d'urgence d'un secteur rural suédois de 130000 habitants	1994 – 2003	bus (> 8 sièges passagers) urbain et interurbain	<ul style="list-style-type: none"> • 284 incidents • perte d'info pour faible AIS 	<ul style="list-style-type: none"> • 54% blessures pas dus à collision, dont 1/3 durant le trajet, et parmi celles-ci au mois 65% sont des personnes debout • blessures lors du mouvement du bus (sans collision) : 38% freinage brusque, 17% démarrage de l'arrêt, 31% durant le trajet, 14% autre 	<ul style="list-style-type: none"> • blessures sans collision = 57 % des journées d'hospitalisation. • personnes blessées sans collisions sont + âgées • répartition blessures : tête (23%), membres sup (27 %) et membres inf (21%). • blessures lors du mouvement du bus (sans collision) : 67 % AIS=1, 31 % AIS=2.
chiffres rapportés dans d'autres études	[KIR 01] cité dans [KIRK 03] et cité dans [HAL 05]		bus autrichiens		32 % des blessures sérieuses ou fatales sont dues à incidents sans collision	
	[BEN 00] ref dans [KIRK 03] et cité dans [HAL 05]		bus allemands		50 % des blessures sérieuses ou fatales sont dues à incidents sans collision, dont 70 % suite à un freinage d'urgence.	72 % des blessés ont plus de 55 ans
	[MUL 93] ref dans [DEG 97] et cité dans [HAL 05]	1993	TC Hollandais	2300 personnes en un an qui ont été aux urgences suite à des blessures dans les TC	1200 d'entre elles ne sont pas dues à des collisions	

2/

Extrait d'appel d'offre matériel de la SNCF

Fonction : Déplacer les voyageurs dans des conditions de confort dynamique satisfaisantes

Références et caractéristiques utiles

Cette fonction traite, d'une part de la mise en freinage et d'autre part des transitions entre les différents types de frein pouvant être conjugués entre eux au cours du freinage. Elle ne s'applique qu'au freinage de service.

Critères d'appréciation et flexibilité

<p>Critère 1</p> <p>Lors de la mise en freinage respecter un jerk inférieur à 1 m/s³ sur tout intervalle de 200 ms.</p>
<p>Critère 2</p> <p>Lors de la mise en freinage le passage de l'effort nul à l'effort de freinage maximal devra s'opérer avec un jerk moyen inférieur ou égal à 0,6 m/s³</p>
<p>Critère 3</p> <p>Lors d'une variation de consigne de l'effort total demandé, notamment à la prise de freinage, l'effort total réalisé doit être égal à la consigne d'effort total demandé avec un retard maximum de 100 ms.</p>
<p>Critère 4</p> <p>En phase de conjugaison et à effort demandé constant, la variation de décélération ne doit pas excéder 0,1 m/s² et la durée de la perturbation ne doit pas dépasser 200 ms notamment lors de la disparition de l'effort du frein dynamique à basse vitesse.</p>
<p>Critère 5</p> <p>Lors de la disparition de la demande de freinage respecter un jerk inférieur à 1 m/s³ sur tout intervalle de 200 ms.</p>
<p>Critère 6</p> <p>Lors de la disparition de la demande de freinage le passage de l'effort de freinage maximal à l'effort nul devra s'opérer avec un jerk moyen inférieur ou égal à 0,6 m/s³.</p>

Vitesses / Accélérations en palier

<p>Une rame thermique doit avoir une accélération moyenne supérieure ou égale à :</p> <ul style="list-style-type: none"> • 0,85 m/s² sur la plage 0 – 30 km/h • 0,7 m/s² sur la plage 0 – 50 km/h • 0,30 m/s² sur la plage 50 – 100 km/h <p>en CN et roues mi-usées.</p> <p>Une accélération résiduelle à 140 km/h supérieure ou égale à 0,05 m/s² en CE et roues usées.</p>
<p>Une rame électrique doit avoir une accélération moyenne supérieure ou égale à :</p> <ul style="list-style-type: none"> • 1,0 m/s² sur la plage 0 – 50 km/h

- $0,6 \text{ m/s}^2$ sur la plage $50 - 100 \text{ km/h}$
en CN et roues mi-usées,
et avoir une accélération résiduelle à 160 km/h supérieure ou égale à $0,05 \text{ m/s}^2$ en CE
et roues usées.

3/ Informations sur le texte de loi Huriet-Sérusclat

En France, les recherches biomédicales sont strictement encadrées par un texte de loi, dit Loi Huriet-Sérusclat. Ce texte définit les frontières de la recherche biomédicale, l'ensemble des dispositions qu'il est nécessaire de prendre pour pouvoir mener de telles recherches, ainsi que le dispositif de contrôle et de répression qui permet de garantir une bonne application de cette loi.

Les principaux points de ce texte sont résumés dans cette annexe. Ils correspondent au texte en vigueur lorsque les essais ont eu lieu.

Depuis, le texte a été modifié, notamment lors de l'adoption de la loi n° 2004-806 du 9 août 2004 relative à la politique de santé publique. Les informations sur les principales modifications sont disponibles en ligne¹⁷.

⇒ Principes généraux :

Toute recherche dite "biomédicale" menée sur l'être humain tombe sous la coupe de ce texte de loi.

"Les essais ou expérimentations organisés et pratiqués sur l'être humain en vue du développement des connaissances biologiques ou médicales sont autorisés dans les conditions prévues au présent livre et sont désignés ci-après par les termes : "recherche biomédicale"."

Aucune recherche biomédicale ne peut être menée sur l'être humain en dehors de certaines conditions particulières.

"Aucune recherche biomédicale ne peut être effectuée sur l'être humain :

- *si elle ne se fonde pas sur le dernier état des connaissances scientifiques et sur une expérimentation préclinique suffisante ;*
- *si le risque prévisible encouru par les personnes qui se prêtent à la recherche est hors de proportion avec le bénéfice escompté pour ces personnes ou l'intérêt de cette recherche ;*
- *si elle ne vise pas à étendre la connaissance scientifique de l'être humain et les moyens susceptibles d'améliorer sa condition.*

Les recherches biomédicales ne peuvent être effectuées que :

- *sous la direction et sous la surveillance d'un médecin justifiant d'une expérience appropriée ;*

¹⁷
: <<http://www.droit.univ-paris5.fr/cddm/modules.php?name=News&file=article&sid=52>>

- dans des conditions matérielles et techniques adaptées à l'essai et compatibles avec les impératifs de rigueur scientifique et de sécurité des personnes qui se prêtent à ces recherches.

Le promoteur assume, même sans faute, l'indemnisation des conséquences dommageables de la recherche pour la personne qui s'y prête."

⇒ Comités consultatifs de protection des personnes (CCPPRB) :

Tout projet de recherche biomédicale doit être soumis à l'approbation d'un Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale (CCPPRB).

"Avant de réaliser une recherche biomédicale sur l'être humain, tout investigateur est tenu d'en soumettre le projet à l'avis de l'un des comités consultatifs de protection des personnes dans la recherche biomédicale compétents pour la région où l'investigateur exerce son activité.

Le comité rend son avis sur les conditions de validité de la recherche (...) au regard de la protection des personnes notamment la protection des participants, leur information (...) avant et pendant la durée de la recherche et les modalités de recueil de leur consentement, les indemnités éventuellement dues, la pertinence générale du projet et l'adéquation entre les objectifs poursuivis et les moyens mis en oeuvre ainsi que la qualification du ou des investigateurs."

Dans le cadre de l'INRETS, les projets sont soumis à un premier comité interne (Comité Consultatif INRETS d'Éthique sur la Recherche Biomédicale et Comportementale) qui décide si le projet est présentable au CCPPRB.

⇒ Consentement de la personne

Avant de pouvoir mener une recherche biomédicale sur des êtres humains, leur consentement doit être recueilli dans des conditions précises.

"Préalablement à la réalisation d'une recherche biomédicale sur une personne, le consentement libre, éclairé et exprès de celle-ci doit être recueilli après que l'investigateur, ou un médecin qui le représente, lui a fait connaître :

- l'objectif de la recherche, sa méthodologie et sa durée ;*
- les bénéfices attendus, les contraintes et les risques prévisibles, y compris en cas d'arrêt de la recherche avant son terme ; (...)*
- l'avis du comité (...);*
- Le cas échéant, son inscription dans le fichier national (...)*

Il informe la personne dont le consentement est sollicité de son droit de refuser de participer à une recherche ou de retirer son consentement à tout moment sans encourir aucune responsabilité.

Les informations communiquées sont résumées dans un document écrit remis à la personne dont le consentement est sollicité."

⇒ Dédommagement

En aucun cas les volontaires ne seront rémunérés pour participer aux essais. Cependant, dans certains cas, il est possible de verser aux sujets une indemnité pour les contraintes subies. Cependant, des dispositions sont prises afin d'éviter que la participation à des essais biomédicaux ne devienne une véritable source de revenus.

"La recherche biomédicale ne donne lieu à aucune contrepartie financière directe ou indirecte pour les personnes qui s'y prêtent, hormis le remboursement des frais exposés et sous réserve de dispositions particulières (...) relati(ves) aux recherches sans finalité thérapeutique directe.

Dans le cas d'une recherche sans bénéfice individuel direct à l'égard des personnes qui s'y prêtent, le promoteur peut verser à ces personnes une indemnité en compensation des contraintes subies. Le montant total des indemnités qu'une personne peut percevoir au cours d'une même année est limité à un maximum fixé par le ministre chargé de la santé).

Nul ne peut se prêter simultanément à plusieurs recherches biomédicales sans bénéfice individuel direct.

Pour chaque recherche sans bénéfice individuel direct, le protocole soumis à l'avis consultatif du comité consultatif de protection des personnes dans la recherche biomédicale détermine une période d'exclusion au cours de laquelle la personne qui s'y prête ne peut participer à une autre recherche sans finalité thérapeutique directe. La durée de cette période varie en fonction de la nature de la recherche.

En vue de l'application des dispositions ci-dessus, le ministre chargé de la santé établit et gère un fichier national."

⇒ Sécurité des personnes

Avant la modification de 2004, les recherches biomédicales sans bénéfice direct ne devaient pas comporter de risques réels pour les personnes.

Les recherches biomédicales sans bénéfice individuel direct ne doivent comporter aucun risque prévisible sérieux pour la santé des personnes qui s'y prêtent. (L. 90-86 du 23 janv. 1990, art. 36-II)

Elles doivent être précédées d'un examen médical des personnes concernées. Les résultats de cet examen leur sont communiqués préalablement à l'expression de leur consentement par l'intermédiaire du médecin de leur choix. (L. 94-630 du 25 juill. 1994, art. II)

Il fallait donc prouver que des mesures de sécurité suffisantes avaient été prises. Cette notion a depuis été remplacée par celle de "balance risque/bénéfice" : le risque

prévisible ne peut être hors de proportion avec le bénéfice escompté pour les personnes qui s'y prêtent ou l'intérêt de la recherche.

4/

Documents d'information remis aux sujets

INFORMATIONS DONNÉES AUX VOLONTAIRES ET MODALITÉS DE DELIVRANCE DE CETTE INFORMATION

Titre de la recherche : Etude du rattrapage de l'équilibre chez des sujets volontaires debout soumis à une perturbation de leur surface d'appui.

Nous vous proposons de participer à une recherche qui porte sur la compréhension et la modélisation du rattrapage de l'équilibre debout suite à une perturbation de la surface d'appui. Pour cela, avant la série d'essais, vous serez invité à revêtir une combinaison du style justaucorps. Vous serez ensuite équipé de marqueurs réfléchissants collés avec un adhésif double face hypoallergénique, puis photographié selon trois directions (face, profil, et $\frac{3}{4}$). Une série de mesures anthropométriques (mesure des dimensions du corps) sera alors réalisée.

Pour chaque essai il vous sera demandé de vous placer debout sur une plate-forme roulante de grandes dimensions, dans différentes conditions d'appui (sans appui, main sur une barre de maintien verticale, ou le dos appuyé sur un dossier de siège). Vous serez alors équipé d'un dispositif de retenue (baudrier) afin de prévenir tout risque de chute. Vous porterez également un casque audio qui vous transmettra une série de questions simples auxquelles vous devrez répondre le plus rapidement possible.

Au cours de cette tâche de questions-réponses, la plate-forme, initialement immobile, sera mise en mouvement, sans prévenir, selon un profil d'accélération représentatif de ce que l'on peut rencontrer dans les transports en commun guidés (tramway) lors d'un freinage d'urgence ou d'un choc léger. A l'issue de l'essai, il vous sera demandé de remplir un questionnaire sur la manière dont vous avez ressenti la perturbation.

Pour chaque sujet l'expérimentation est divisée en 2 séances; chacune dure environ une demi-journée. A l'issue de cette première phase, 4 sujets, sélectionnés d'après les résultats obtenus, effectueront une deuxième phase divisée elle aussi en 2 séances d'une demi-journée chacune.

Avant le début de la recherche, vous serez invités à passer un examen médical adapté dont les résultats vous seront communiqués

Parce que vous êtes volontaire pour participer à cette recherche, vous êtes libre de vous retirer de l'étude à tout moment sans que ce retrait vous soit reproché ou qu'il engage votre responsabilité. De même, en cas de problème médical survenant au cours de l'expérimentation, nous pourrions, dans votre intérêt, prendre la décision d'arrêter votre participation.

Cette étude est organisée conformément au livre I - Titre 2 et 3 du Code de la Santé Publique (Loi Huriet - Sérusclat). Par ailleurs, conformément aux dispositions légales de la recherche biomédicale, l'INRETS, promoteur de cette recherche, a souscrit un contrat d'assurance responsabilité civile auprès de la société GERLING, sous le numéro : 889202004001.

Enfin, le Comité Consultatif de Protection de la Personne dans la Recherche Biomédicale de Lyon A (CCPPRB) a étudié ce protocole et a émis un avis favorable lors de la séance du.

Signature du Dr A. CHAPON

5/

Questionnaires à remplir par les sujets

Equilibre des Volontaires Debout

VOUS :

1. Nom – prénoms :
2. Age :
3. Taille :
4. Poids :

VOTRE UTILISATION DES TRANSPORTS EN COMMUN :

1. Quelle est votre fréquence d'utilisation des transports en commun :

- | | |
|---|--|
| <input type="checkbox"/> tous les jours | <input type="checkbox"/> quelques fois par mois |
| <input type="checkbox"/> plusieurs fois par semaine | <input type="checkbox"/> moins d'une fois par mois |

2. Quel type de transport en commun utilisez vous le plus? (plusieurs choix possibles) :

- | | | |
|---------------------------------|-----------------------------------|--|
| <input type="checkbox"/> Bus | <input type="checkbox"/> Tramways | |
| <input type="checkbox"/> Metros | <input type="checkbox"/> Trains | <input type="checkbox"/> Autre : |

3. Dans quel type de position êtes-vous le plus souvent?

	très souvent	souvent	parfois	rarement	jamais
debout :	<input type="checkbox"/>				
assis :	<input type="checkbox"/>				
le dos en appui :	<input type="checkbox"/>				
tenu à une barre :	<input type="checkbox"/>				
autre :	<input type="checkbox"/>				

4. a/ Classer ces positions dans l'ordre de préférence :

- 1 :
- 2 :
- 3 :
- 4 :
- 5 :

(ne pas remplir)

Nom de l'essai :

Position :

Profil d'accélération :

RESSENTI DE L'ESSAI

1. Pouvez vous décrire en quelques lignes ce que vous avez ressenti au cours de cet essai :

--

2. Comment qualifieriez-vous, sur une échelle de 1 à 10 le niveau de déséquilibre ressenti? (0=pas de déséquilibre, 10=chute totalement incontrôlable)

O	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

3. Comment qualifieriez-vous, sur une échelle de 1 à 10, l'efficacité du dispositif de maintien? (0=complètement inefficace, 10=très efficace)

O	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

4. Comment qualifieriez-vous, sur une échelle de 1 à 10, l'agressivité du dispositif de maintien? (0=pas du tout agressif, 10=très agressif)

O	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

5. Vos commentaires nous intéressent (sur cet essai, ce type de dispositif de maintien, utilisation dans un véhicule de transport en commun...)

--

6/

Description du modèle cinématique du mannequin numérique Man3D

⇒ Chaînes rigides

Le mannequin numérique est constitué de 59 chaînes rigides. Les différents chaînes sont indiqués dans la Figure A - 2 page 310 et le Tableau A - 1 page 311.

Il s'agit de 28 chaînes principales (8 pour la tête et le tronc, 5*2 pour les membres supérieurs et 5*2 pour les membres inférieurs), auxquels 30 chaînes pour les doigts (3 chaînes * 5 doigts * 2 mains) et 1 chaîne particulier représentant le regard.

Les chaînes du squelette sont organisés en une chaîne arborescente dont la racine est le bassin. En règle générale, les chaînes relient deux centres articulaires, sauf aux extrémités de la chaîne où ils relient le dernier centre articulaire de la branche au point terminal de la branche.

L'origine d'une chaîne est donc le centre articulaire distal du chaîne père, sauf pour le bassin qui est le premier chaîne dans l'arborescence.

L'extrémité du chaîne est en général le centre articulaire connectant le chaîne suivant, sauf pour certains chaînes. C'est le cas des chaînes d'où partent plusieurs branches (bassin, thorax haut)

Le bassin a son origine au milieu du segment reliant les hanches gauche et droite. Ce point est l'origine générale du mannequin. Le chaîne bassin relie l'origine générale à l'articulation lombo-sacrée.

La clavicule a pour extrémité le centre articulaire de l'épaule. En revanche, son origine est définie de façon à ce que le chaîne soit aligné avec l'intersection des plans frontal et horizontal chez un sujet en posture debout naturelle.

A chaque chaîne est associé un repère orthonormé direct. L'origine du repère correspond à l'origine du chaîne. L'axe Z est porté par le chaîne, dirigé vers la périphérie en partant du bassin (de l'origine vers l'extrémité du chaîne). L'axe X est dirigé vers l'avant dans la position de référence; l'axe Y est obtenu par produit vectoriel $Y=Z \times X$.

⇒ Articulations

Les translations entre pièces squelettiques sont négligées. Seul les degrés de liberté en rotation sont considérés. Certaines articulations sont assimilées à des liaisons sphériques (hanche, tête humérale, oeil, atlanto-occipitale). Pour d'autres, 2 rotations sont suffisantes (métacarpo-phalangienne, poignet, cheville), voire même une seule (coude, genou, radio-cubitale, interphalangienne).

La kinésiologie décrit les mouvements des segments corporels par rapport aux plans de référence du corps (sagittal, frontal et coronal) et en les considérant un par un, jamais de façon combinée. Cependant, pour établir les matrices de transformation permettant de calculer la position dans l'espace des points de la chaîne squelettique, il

est nécessaire de choisir un ordre d'exécution des rotations. En effet, le produit des matrices élémentaires de rotation n'est pas commutatif.

Pour MAN3D, en règle générale, l'ordre des rotations a été choisi de façon à ce que les deux premiers axes soient perpendiculaires à l'axe longitudinal du chaînon situé en aval de l'articulation. Le troisième axe est aligné sur l'axe longitudinal de ce même chaînon. Le coude et le genou font exception à cette règle. En effet, l'axe de flexion est bien perpendiculaire à l'axe longitudinal du chaînon aval (l'avant-bras ou la jambe selon le cas); en revanche, le deuxième axe, de pronation-supination, est aligné sur l'axe longitudinal du chaînon aval.

Le tableau Tableau A - 2 page 312 rappelle les hypothèses de modélisation des différentes articulations, et l'ordre des rotations successives. La Figure A - 3 page 309 illustre la position des centres articulaires par rapport au squelette.

Les angles sont donnés par rapport à une position de référence. La Figure A - 3 ci-dessous représente le mannequin dans cette position de référence (tous les angles fixés à zéros). Tous les segments sont alors alignés. Seuls 2 angles de flexion sont fixés dans la structure de Denavit-Hartenberg : -20° entre bassin et hanche, et $+15^\circ$ entre sternum et clavicule.

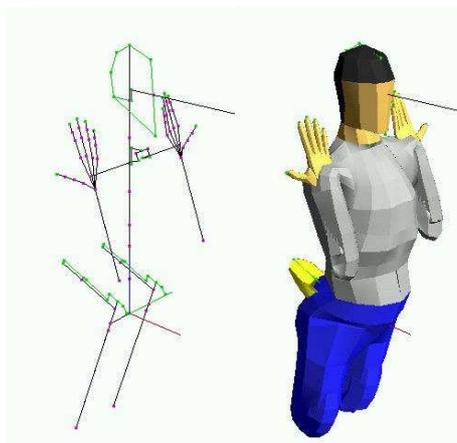


Figure A - 1 : mannequin dans la posture de référence

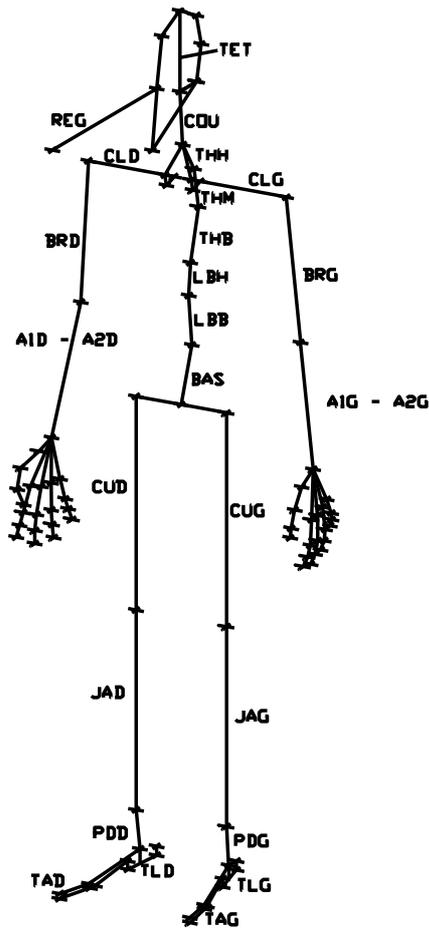


Figure A - 2 : les chaînons du mannequin

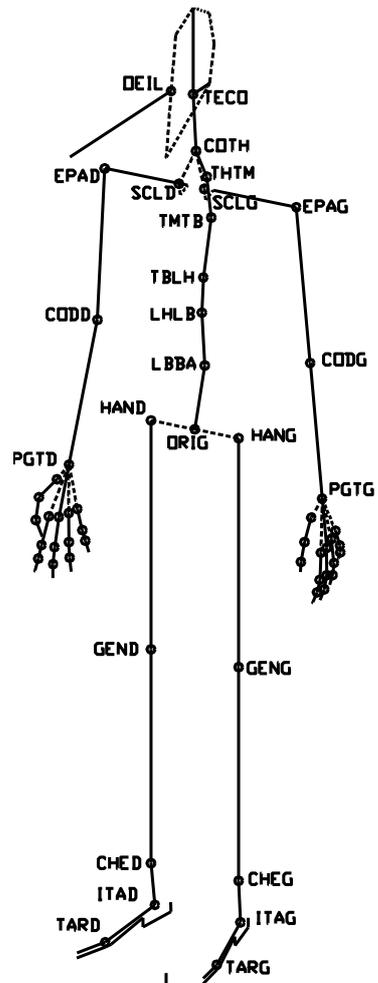


Figure A - 3 : les articulations du mannequin

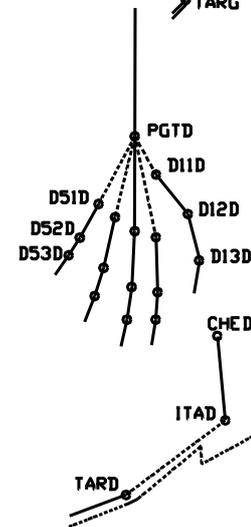
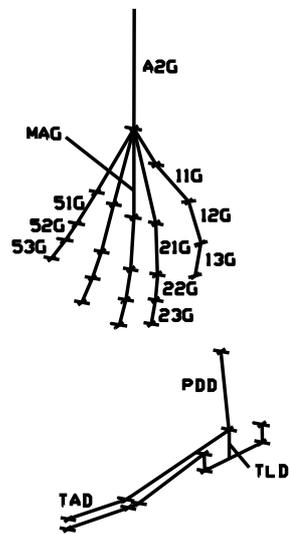


Tableau A - 1 : les chaînons du mannequin Man3D

Identificateur	Chaînon	
BAS	Bassin	
LBB	Lombaire bas	
LBH	Lombaire haut	
THB	Thorax bas	
THM	Thorax médian	
THH	Thorax haut	
COU	Cou	
TET	Tête	
REG	Regard	
CUG	CUD	Cuisse gauche / droite
JAG	JAD	Jambe gauche / droite
PDG	PDD	Pied gauche / droit
TAG	TAD	Talon gauche / droit
TLG	TLD	Orteils gauche / droits
CLG	CLD	Clavicule gauche / droite
BRG	BRD	Bras gauche / droit
A1G	A1D	Avant-bras hauts gauche / droit
A2G	A2D	Avant-bras bas gauche / droit
MAG	MAD	Mains gauche / droite
n1G	n1D	Phalange 1 doigt n gauche / droite
n2G	n2D	Phalanges 2 doigt n gauche / droite
n3G	n3D	Phalanges 3 doigt n gauche / droite

Tableau A - 2 : liste des articulations du mannequin

nom	commentaires	nbr ddl	mouvements correspondants (ordres des rotations)
ORIG	Liaison du mannequin avec environnement	6	3 rotations (antéropostérieur, médiolatéral et axevertical) 3 translations
LBBA	Jonction lombo-sacrée (Lombaire Bas - Bassin)	3	flexion latéro flexion rotation axiale
LHLB	Jonction vertèbres L2-L3 (Lombaire Haut - Lombaire Bas)	3	flexion latéro flexion rotation axiale
TBLH	Jonction vertèbres T12-L1 (Thorax Bas - Lombaire Haut)	3	flexion latéro flexion rotation axiale
TMTB	Jonction vertèbres T8-T9 (Thorax Median - Thorax Bas)	3	flexion latéro flexion rotation axiale
THTM	Jonction vertèbres T4 -T5 (Thorax Haut - Thorax Médian)	3	flexion latéro flexion rotation axiale
COTH	Jonction vertèbres C7-T1 (Cou - Thorax Haut)	3	flexion latéro flexion rotation axiale
TECO	Jonction Crane - vertèbre C1 (Tête-Cou)	3	flexion latéro flexion rotation axiale
ŒIL	Oeil (Point milieu des 2 yeux - origine du regard)	2	flexion latéro flexion
HANG HAND	Hanche gauche - hanche droite	3	flexion abduction rotation axiale
GENG GEND	Genou	2	flexion rotation axiale
CHEG CHED	Cheville	2	flexion latéro flexion
TARG TARD	Jonction métatarso-phalangienne	1	flexion orteils
ITAG ITAD	talon	1	inclinaison talon
SCLG SCLD	Jonction sterno-claviculaire	2	pulsion et élévation abduction
EPAG EPAD	Epaule	3	flexion rotation axiale
CODG CODD	Coude	2	flexion pronosupination

PGTG	PGTD	Poignet	2	flexion latéroflexion
Dn1G	Dn1D	Jonction métacarpo- phalangienne doigt n (n=1 à 5)	2 (3 pour le pouce)	latero flexion flexion (pour le pouce pronation, rotation axiale, flexion)
Dn2G	Dn2D	Jonction inter-phalangienne 1 doigt n	1	flexion
Dn3G	Dn3D	Jonction inter-phalangienne 2 doigt n	1	flexion

7/

Repères de la dynamique inverse

Le paramétrage dynamique utilisé dans cette étude se base en grande partie sur le paramétrage du mannequin Man3D utilisé en cinématique.

Il est classique d'exprimer le torseur des interactions entre 2 segments sur un repère lié au segment proximal et centré sur l'articulation entre ces 2 segments.

Ainsi, la définition des repères dynamique est la suivante

- pour les segments longs (avant bras, bras, jambes et cuisses) : les repères sont parallèles aux repères cinématique, mais translattés de l'articulation proximale à l'articulation distale.
- pour la tête, les repères cinématiques et dynamiques sont identiques.
- pour le bassin : le repère dynamique est parallèle au repère cinématique, mais son origine est translattée du point milieu entre les 2 hanche à l'articulation bassin/torse.
- pour le torse : un nouveau repère est créé, centré sur l'articulation bassin/torse. L'axe transversal (y) est parallèle au repère cinématique du torse (Rthb). L'axe longitudinal (z) est orienté de l'articulation bassin/torse à l'articulation torse/cou. L'axe frontal (x) complète ce trièdre orthonormé. Ainsi, le passage du repère cinématique au repère dynamique se fait par une translation de l'origine et une rotation autour de l'axe y.
- pour les articulations hanches, épaules et cou : des repères techniques, parallèles aux repères bassin (pour les hanches) et torse (pour les épaules et le cou) de la dynamique inverse, mais centrés sur ces articulations sont créés pour exprimer les torseurs d'efforts articulaires.

Les repères sont illustrés sur les Figure A - 4 et Figure A - 5 ci-dessous.

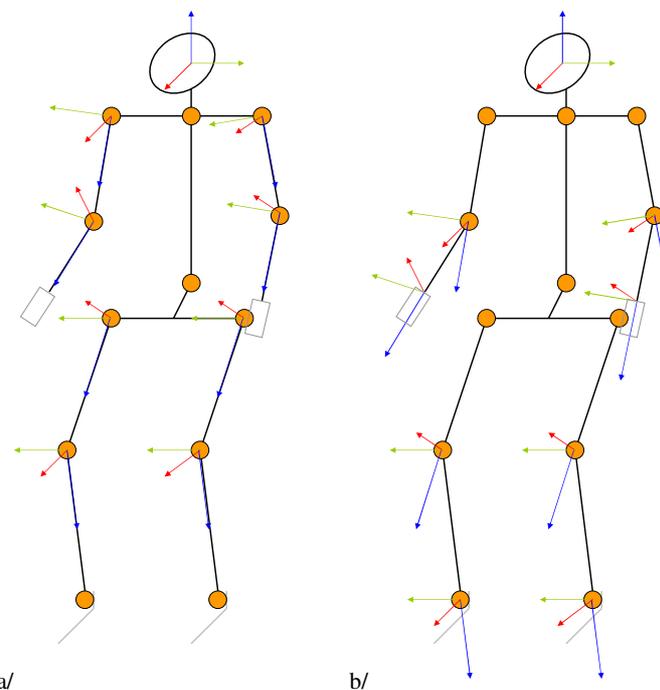


Figure A - 4 : illustration des repères cinématiques (a/) et dynamiques (b/) pour les segments

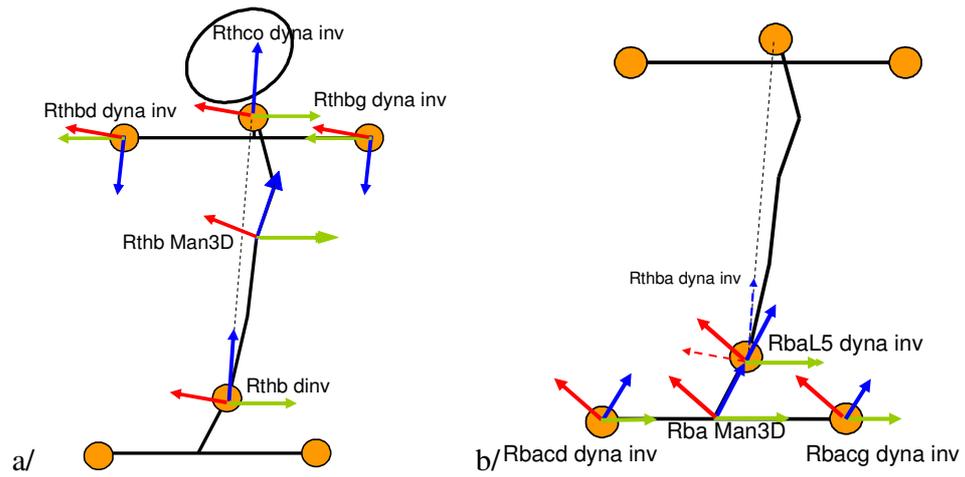


Figure A - 5 : illustration des repères dynamiques pour a/ les segments

8/ Analyse de sensibilité de la méthode de reconstruction de mouvements

Dans ce paragraphe, nous avons cherché à estimer la sensibilité de la méthode de reconstruction mise en place. Cela permet :

- de tester la robustesse de la méthode;
- d'estimer les erreurs faites sur les mouvements reconstruits;
- de mettre en évidence les sources d'erreur les plus critiques.

8.1 Mouvements étudiés

Cette étude n'a été menée dans son intégralité que sur un seul mouvement, arbitrairement choisi. Il s'agit de la réaction du sujet SN dans la situation expérimentale 11 (debout sans dispositif de maintien, perturbation faible). Afin de voir si il est possible d'extrapoler les résultats obtenus à d'autres mouvements, certaines perturbations d'entrée ont été appliquées sur deux autres mouvements, effectués par d'autres sujets dans d'autres conditions expérimentales. Il s'agit des mouvements du sujet AD dans la configuration expérimentale 12 (debout sans dispositif de maintien, perturbation FORTE) et du sujet JB dans la configuration expérimentale 16 (tenu à la barre verticale, perturbation FORTE).

8.2 Variation des données entrées

Différents types de variations, concernant différents paramètres, ont été analysées. Partant de l'analyse faite au paragraphe 5.2/ Origine des erreurs constatées (page 138), nous avons choisi d'analyser trois paramètres, correspondant à trois types d'erreurs commises au cours de la reconstruction du mouvement : les dimensions du modèle, la position des marqueurs dans les repères locaux du mannequin et la position mesurée des marqueurs dans le repère global. Pour déterminer l'ordre de grandeur de la perturbation à appliquer pour chaque paramètre, nous nous sommes basés sur les cas extrêmes constatés dans le paragraphe précédent.

Le choix des différents marqueurs ou segments sur lesquels nous avons appliqué ces perturbations a été fait de manière à obtenir différents types de réponse : répartition segments proximaux/segments distaux, marqueurs unique/surabondant....

8.2.1 Dimensions du modèle

Le dimensionnement du modèle se fait de manière visuelle, en repositionnant le mannequin sur des prises de vue calibrées du sujet. Ensuite on utilise cette posture pour déterminer la position des marqueurs dans les repères locaux. Pour l'analyse de sensibilité, seules les dimensions du mannequin numérique ont été modifiées. L'étape de positionnement des marqueurs en local n'a pas été réeffectuée car cela introduirait un nouveau facteur variant en entrée. De plus, un test a été fait et les résultats obtenus avec ou sans repositionnement des marqueurs sont sensiblement identiques.

Pour les dimensions les variations sont les suivantes :

- + 3 cm pour le segment cuisse (droite et gauche);
- +1 cm aux 5 segments du thorax
- +3 cm pour le segment bras (droit et gauche)

8.2.2 Position des marqueurs dans les repères locaux

Pour la position des marqueurs dans les repères locaux, 3 cm sont ajoutés à leur position initiale selon les 3 directions de l'espace. Les marqueurs modifiés sont successivement :

- le calcanéum droit (CALCA_dt)
- le genou intérieur droit (GENINT_dt)
- le grand trochanter droit (GT_dt)
- le nombril (NBR)
- le suprasternum (SSTERN)
- le vertex (VERT).

8.2.3 Position mesurée des marqueurs dans le repère global

Enfin, concernant la position mesurée des marqueurs dans le repère global, quatre types de variations ont été envisagés représentant les différentes erreurs de mesure constatées :

- un décalage de + 3 cm selon les trois directions de l'espace
- un saut de marqueur : le marqueur est décalé de +3 cm sur les trois axes du repère global entre les images 100 et 200, c'est-à-dire un peu avant le début de la mise en mouvement de la plate-forme et au cours du mouvement de rattrapage.
- un trou dans la trajectoire du marqueur : la contrainte n'est pas évaluée entre les images 100 à 200.
- l'ajout d'un bruit blanc (signal aléatoire de moyenne zéro et d'écart type 30 mm) sur les trois axes du repère global.

Ces variations ont été appliquées sur 2 marqueurs qui ont des influences très différentes : le vertex (VERT), marqueur indispensable au positionnement d'un chaînon distal (la tête), et le suprasternum (SSTERN), marqueur en surabondance sur un segment proximal (le tronc).

8.2.4 Bilan

Au bilan, 17 conditions de perturbation ont été considérées. Pour 4 d'entre elles, un test a aussi été effectué en doublant le niveau de perturbation. Le Tableau A - 3 ci-dessous liste les 21 perturbations d'entrée testées sur le mouvement de référence. Parmi ces 21 perturbations, 3 ont été testées sur deux autres mouvements et sont repérées dans le tableau par un astérisque.

Tableau A - 3 : résumé des perturbations appliquées en entrée de l'analyse de sensibilité

type d'erreur	cible	valeur	commentaires	
dimension	bras ^(*)	30 mm	pour les deux bras	
	cuisse ^(*)	30 mm	pour les deux cuisses	
		60 mm	pour les deux cuisses	
	thorax	50 mm		
position dans les repères locaux	CALCA_dt	30 mm	dans les 3 directions	
	GENINT_dt	30 mm	dans les 3 directions	
		60 mm	dans les 3 directions	
	GT_dt	30 mm	dans les 3 directions	
	NBR	30 mm	dans les 3 directions	
	SSTERN ^(*)	30 mm	dans les 3 directions	
	VERT	30 mm	dans les 3 directions	
position mesurée dans le repère global	bruit	SSTERN	30 mm	dans les 3 directions
		VERT	30 mm	dans les 3 directions
	décalage	SSTERN	30 mm	dans les 3 directions
			60 mm	dans les 3 directions
		VERT	30 mm	dans les 3 directions
			60 mm	dans les 3 directions
	saut	SSTERN	30 mm	entre les images 100 et 200
		VERT	30 mm	entre les images 100 et 200
	trou	SSTERN	∅	entre les images 100 et 200
		VERT	∅	entre les images 100 et 200

^(*) Perturbations testées sur deux mouvements autres que le mouvement de référence

8.3 Variables de sortie analysées

8.3.1 Sensibilité

Haftka et Gurdal définissent la sensibilité d'un système par la dérivée première de sa réponse par rapport au paramètre perturbé. Cette dérivée peut être calculée par différence finie. On exprime alors la sensibilité de la réponse r au paramètre p par la différence entre la réponse perturbée et la réponse de référence divisée par l'amplitude de la perturbation :

$$K_r(p) = \frac{r_m - r_{ref}}{p_m - p_{ref}}$$

Deux types de variable de sortie ont été utilisés pour caractériser les mouvements reconstruits : une information de position et une sur la continuité du mouvement.

8.3.2 Coordonnées généralisées

Les coordonnées généralisées peuvent être directement utilisées comme information de position dans le calcul de sensibilité, ce qui n'était pas le cas lors de l'analyse directe des résultats.

Pour une perturbation donnée, la sensibilité angulaire peut donc être calculée pour chaque ddl à chaque image :

$$K_{\theta}(ddl, t, e) = \frac{\theta_m(ddl, t) - \theta_{ref}(ddl, t)}{\Delta e}$$

La Figure A - 6 ci-dessous montre un exemple pour un allongement de la dimension des cuisses de 30 mm.

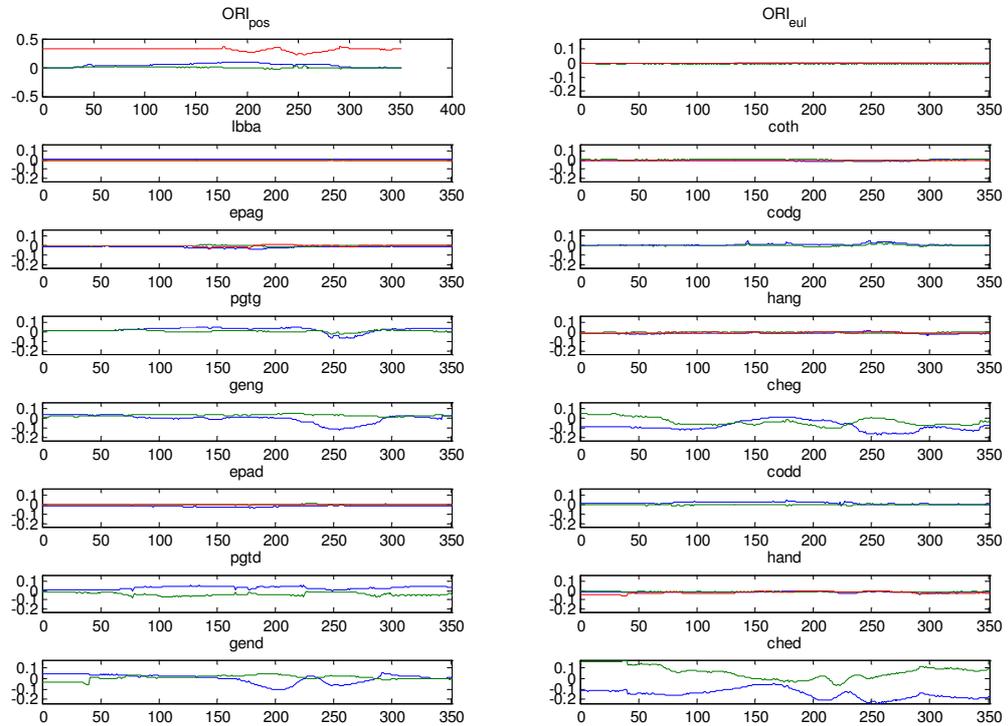


Figure A - 6 : sensibilité angulaire (K_{θ}) de tous les ddl calculée à chaque image pour une modification de 30 mm de la longueur de la cuisse

Cette information est lisible mais difficile à traiter ou à analyser telle quelle. Comme pour l'analyse directe des résultats, il faut réduire ces données. On s'intéresse donc à une valeur moyenne sur l'ensemble du mouvement et par articulation de la sensibilité articulaire.

$$K_{\theta_{moyen}}(art, e) = \frac{MOYENNE_{ddl} \left(MOYENNE_{image}(\theta_m - \theta_{ref}) \right)}{\Delta e}$$

8.3.3 Continuité du mouvement

Comme pour l'analyse directe des résultats, la continuité des mouvements est caractérisée par la double dérivée des coordonnées généralisées.

La sensibilité de la continuité angulaire peut donc être calculée à chaque instant par la différence de la double dérivée de chaque ddl :

$$K_{\Delta^2\theta}(ddl, t, e) = \frac{\Delta^2\theta_m(ddl, t) - \Delta^2\theta_{ref}(ddl, t)}{\Delta e}$$

Cette information est difficilement exploitable, comme on peut le voir sur la Figure A - 7 ci-dessous.

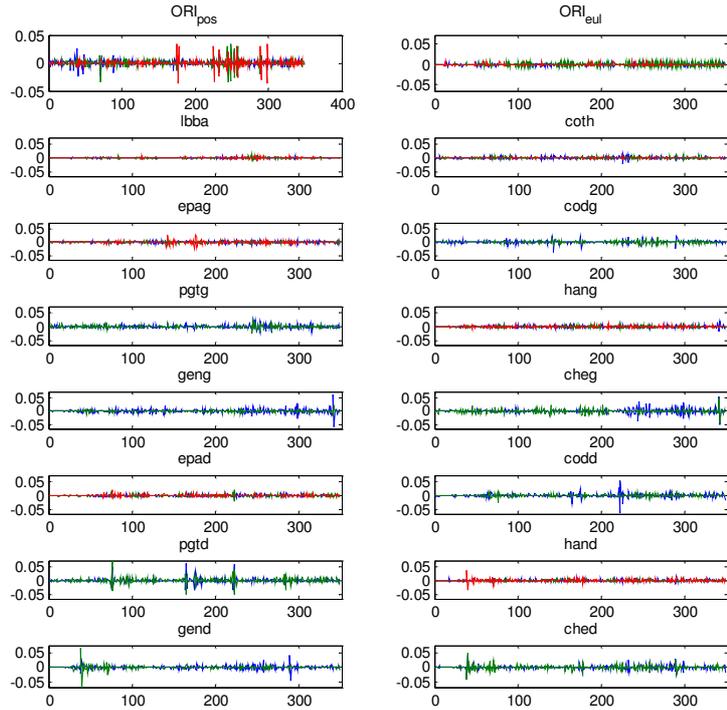


Figure A - 7 : sensibilité sur les discontinuités angulaires ($K_{\Delta^2\theta}$) de tous les ddl calculée à chaque image pour une modification de 30 mm de la longueur de la cuisse
 La réduction de ces données à la valeur moyenne par articulation et sur l'ensemble du mouvement de la sensibilité articulaire ($K_{\Delta^2\theta_{moyen}}$) est elle aussi difficilement exploitable.

$$K_{\Delta^2\theta_{moyen}}(art, e) = \frac{MOYENNE_{ddl} \left(\left| MOYENNE_{image} (\Delta^2\theta_m - \Delta^2\theta_{ref}) \right| \right)}{\Delta e}$$

On s'intéresse donc à la variation pour chaque articulation de l'indice de discontinuité du mouvement, défini lors de l'analyse directe des résultats :

$$K_{I_d}(art, e) = \frac{I_{d_{ref}}(art) - I_{d_m}(art)}{\Delta e} = \frac{MAX_{ddl \in art} \left(MOYENNE_{image} |\Delta^2\theta_m| \right) - MAX_{ddl \in art} \left(MOYENNE_{image} |\Delta^2\theta_{ref}| \right)}{\Delta e}$$

La Figure A - 8 ci-dessous donne un exemple de résultats pour une modification de 30 mm de la longueur du bras.

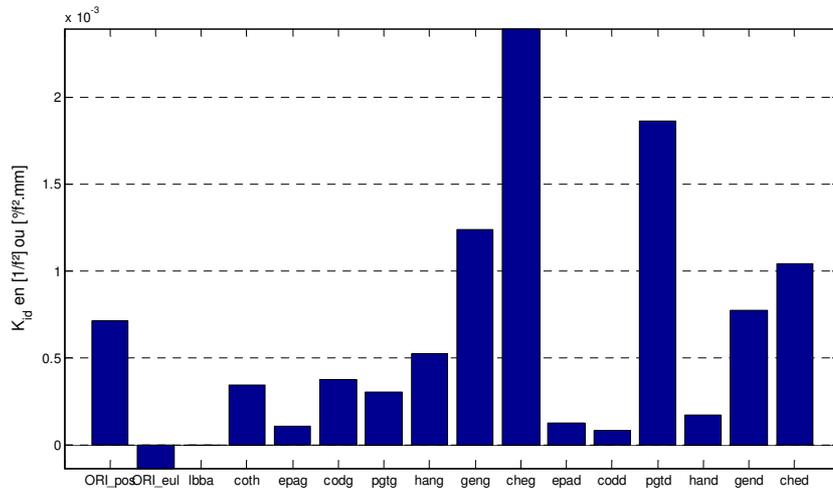


Figure A - 8 : sensibilité sur les discontinuités angulaires (K_{id}) par articulation pour une modification de 30 mm de la longueur du bras

8.3.4 En résumé

Les deux variables retenues pour caractériser la sensibilité de la méthode de reconstruction de mouvements sont :

- sensibilité articulaire :

$$K_{\theta_{moyen}}(art, e) = \frac{MOYENNE_{ddl} \left(MOYENNE_{image} (\theta_m - \theta_{ref}) \right)}{\Delta e}$$

- sensibilité discontinuités articulaires

$$K_{I_d}(art, e) = \frac{MAX_{ddl \in art} \left(MOYENNE_{image} |\Delta^2 \theta_m| \right) - MAX_{ddl \in art} \left(MOYENNE_{image} |\Delta^2 \theta_{ref}| \right)}{\Delta e}$$

8.4 Résultats

Résultats sur différents points : comp entre différents mvt de ref, Indépendance par rapport au niveau de perturbation, res sensib angulaire, res sensib discont, et retour validité angles art.

8.4.1 Différences entre mouvements

Les paramètres de sensibilité angulaire calculés pour différents mouvements sont comparables. Les ordres de grandeur et les tendances sont respectés. Cela est illustré par exemple par la Figure A - 9 ci-dessous : les ordres de grandeurs sont respectés, et les articulations les plus sensibles ressortent de la même manière.

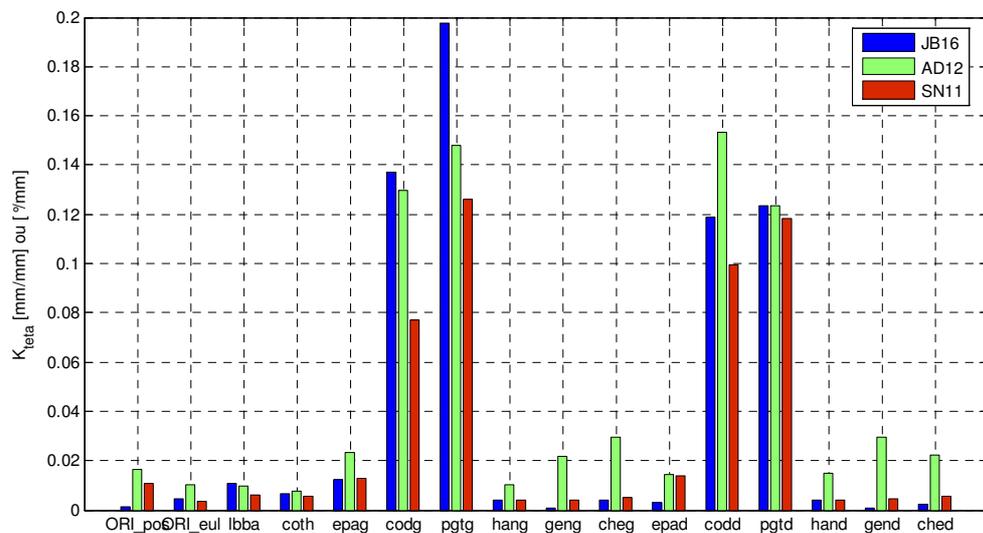


Figure A - 9 : $K_{\theta_{moyen}}$ pour une modification des dimensions des bras pour différents mouvements

Pour confirmer cela, nous avons cherché à vérifier si les sensibilités angulaires calculées pour le mouvement de référence étaient corrélées avec celles obtenues pour les 2 autres mouvements. Les carrés des coefficients de corrélation obtenus ainsi que les pentes des droites de régression sont indiqués dans le Tableau A - 4 ci-dessous. Les valeurs élevées de ces coefficients indiquent qu'il y a une relation quasi-linéaire entre les résultats obtenus pour deux mouvements différents. De plus, les valeurs des pentes des droites de régression sont proches de un, ce qui signifie que le mouvement étudié n'a quasiment pas d'influence sur les résultats. Les conclusions de l'analyse de

sensibilité concernant les angles articulaires peuvent donc être étendus aux autres mouvements de rattrapage d'équilibre de cette étude.

Tableau A - 4 : carré des coefficients de corrélation (r^2) pour les sensibilités angulaires. Les pentes des droites de régression sont indiquées entre parenthèses.

	SN11 – AD12	SN11 - JB16	moyenne
dimension bras	0.93 (1.17)	0.94 (1.34)	0.93 (1.25)
dimension cuisse	0.81 (1.07)	0.84 (1.18)	0.82 (1.12)
position sstern	0.57 (1.31)	0.48 (0.73)	0.52 (1.02)
moyenne	0.77 (1.18)	0.75 (1.08)	

En revanche, concernant les discontinuités angulaires, les sensibilités calculées diffèrent totalement d'un mouvement à l'autre. Cela est illustré pour un exemple par la Figure A - 10 ci-dessous. Aucune corrélation n'apparaît entre les résultats obtenus pour différents mouvements (cf. Tableau A - 5 ci-dessous). Les résultats obtenus ne sont donc valables que pour le mouvement de référence.

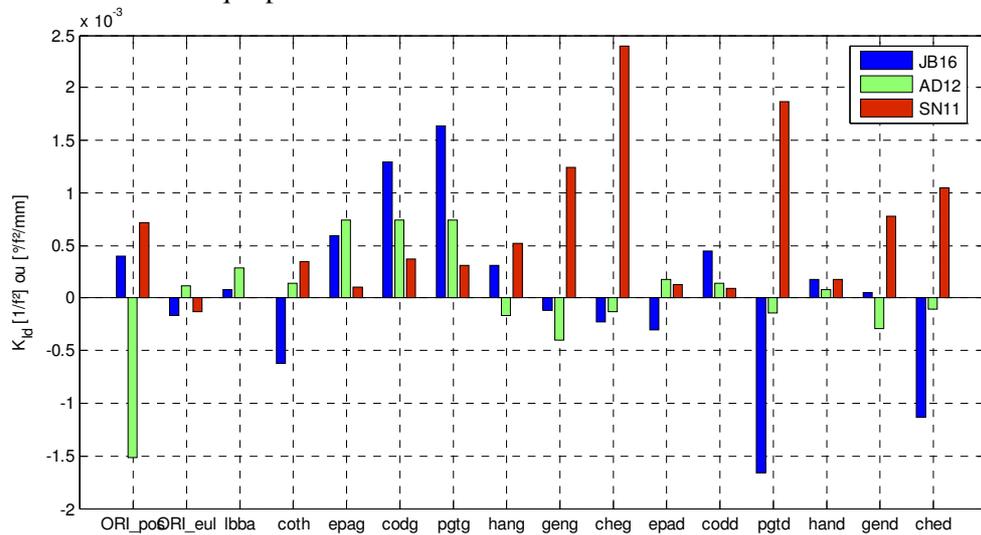


Figure A - 10 : K_{id} pour une modification des dimensions des bras pour différents mouvements

Tableau A - 5 : carré des coefficients de corrélation (r^2) pour les sensibilités des discontinuités angulaires

	SN1 – AD2	SN1 - JB6	moyenne
dimension bras	0.14	0.22	0.18
dimension cuisse	0.04	0.16	0.10
position sstern	0.12	0.12	0.12
moyenne	0.10	0.17	

8.4.2 Indépendance par rapport au niveau de perturbation

La sensibilité angulaire apparaît indépendante du niveau de la perturbation d'entrée. En effet, le fait de doubler le niveau des perturbations n'a pas d'influence significative sur les résultats. Cela est illustré par exemple au niveau temporel sur la Figure A - 11 ci-dessous.

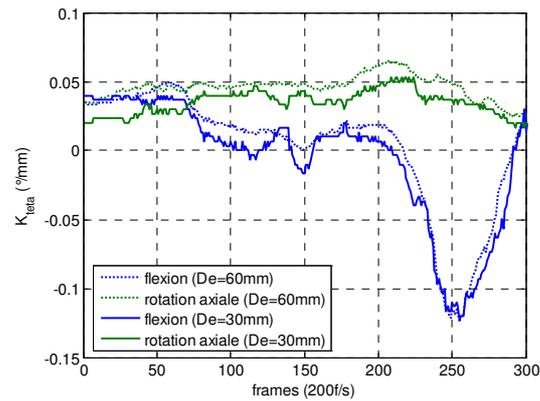


Figure A - 11 : sensibilité angulaire pour les 2 ddl du genou gauche (geng) pour différents niveaux de perturbation de la longueur des segments cuisse.

Pour confirmer cela, la corrélation entre les résultats de sensibilité obtenus pour 2 niveaux de perturbation a été calculée dans le cas des 3 perturbations testées à 2 niveaux différents (cf. Tableau A - 3318 page 12). Les carrés des coefficients de corrélation et les pentes des droites de régression obtenus sont indiqués dans le Tableau A - 6 ci-dessous.

Tableau A - 6 : carrés des coefficients de corrélation (r^2) et pentes des droites de régression (Δ) pour les sensibilités angulaires entre différents niveaux de perturbation et pour 3 types de perturbations différentes

perturbation	r^2	Δ
dimension cuisse	0.98	1.05
position genint_dt	0.98	0.83
décalage sstern	0.93	0.80

Les valeurs des coefficients de corrélation et des pentes de régression sont proches de un. On peut en conclure que les valeurs de sensibilités angulaires calculées sont correctes pour une large gamme de niveaux de perturbation. Par exemple, le domaine de validité des résultats pour les erreurs de dimensionnement des segments est au moins compris entre 0 et 60 mm, ce qui recouvre l'ensemble des erreurs raisonnablement envisageables.

Ainsi, il est possible de quantifier l'erreur sur les angles reconstruits directement à partir d'une estimation des erreurs commises en entrée.

En revanche, les résultats sur les discontinuités angulaires ne sont absolument pas constants. La fonction reliant les erreurs de sortie aux erreurs d'entrée ne peut pas être considérée comme linéaire dans le domaine étudié. Il n'est donc pas possible d'extrapoler les résultats obtenus et d'évaluer les risques de discontinuités angulaires à partir d'une estimation des erreurs en entrée de l'algorithme.

8.4.3 Sensibilité angulaire :

Le Tableau A - 7 ci-dessous indique les valeurs de sensibilité articulaire moyenne pour chaque articulation ($K_{\theta_{moyen}}$) en fonction des différentes perturbations appliquées sur les données d'entrée de l'algorithme. Les unités sont en degrés par millimètres pour l'ensemble des articulations, sauf pour la position du segment d'origine (ORI_pos) qui est sans unité. Pour faciliter la lecture, les sensibilités sont multipliées par 10^2 , et un code couleur a été utilisé : les valeurs de sensibilité inférieure à une

certaines limites sont grisées, tandis que les valeurs supérieures à une autre limite sont surlignées en jaune. Deux valeurs de bornes inférieures et supérieures sont utilisées : une pour les degrés de liberté en rotation (respectivement 10^{-3} .°/mm et 2.10^2 .°/mm) et une pour les degrés de liberté en translation (respectivement 5.10^{-3} et 5.10^{-2}).

Tableau A - 7 : Sensibilités angulaires moyennes (K_{moyen}) pour les différentes perturbations d'entrée (unités en $[10^{-2}$.°/mm] ou $[10^{-2}$.mm/mm] pour ORI_pos).

contraintes		articulations															
type	segment	ORI_pos	ORI_eul	lbba	coth	epag	codg	pgng	hang	geng	cheg	epad	codd	pgnd	hand	gend	ched
dim	bras	1.0	0.3	0.6	0.6	1.3	7.7	12.6	0.4	0.4	0.5	1.4	10.0	11.8	0.4	0.5	0.6
	cuisse	11.8	0.2	0.4	0.3	0.5	0.7	1.8	0.8	1.8	5.9	0.5	0.8	3.6	1.5	0.4	10.4
	thorax	6.3	0.1	0.6	1.6	2.2	4.1	1.3	0.4	0.6	3.1	3.3	6.6	1.4	0.4	0.7	2.9
pos_Rloc	calca_dt	1.2	0.0	0.0	0.0	0.1	0.0	0.2	0.1	0.3	0.4	0.1	0.2	0.1	0.3	3.0	16.7
	genint_dt	1.2	0.1	0.1	0.0	0.0	0.0	0.2	0.2	0.4	0.5	0.1	0.2	0.1	2.8	4.2	5.5
	gt_dt	1.1	0.0	0.1	0.0	0.1	0.0	0.1	0.1	0.3	0.3	0.1	0.1	0.1	2.1	2.7	3.8
	nbr	8.7	1.7	0.7	1.2	1.2	1.7	0.5	2.4	1.4	3.1	1.2	0.2	0.6	3.7	1.6	1.9
	sstren	2.8	1.4	0.7	1.7	0.6	0.6	1.3	1.4	0.8	0.1	0.5	0.7	1.6	1.6	0.2	1.2
	vert	0.4	0.2	0.4	7.4	0.1	0.2	0.5	0.2	0.0	0.1	0.0	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2
pos_mes	sstern	bruit	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	0.0
		decal	3.1	1.6	0.8	2.0	0.8	0.9	1.2	1.8	1.0	0.1	0.4	0.3	1.1	2.1	0.4
		saut	0.8	0.3	0.1	0.6	0.3	0.5	0.3	0.4	0.4	0.2	0.2	0.1	0.5	0.4	0.1
		trou	0.6	0.2	0.1	0.3	0.2	0.2	0.1	0.3	0.0	0.2	0.1	0.2	0.2	0.3	0.2
	vert	bruit	0.1	0.0	0.0	0.1	0.0	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
		decal	0.4	0.1	0.2	6.9	0.1	0.1	0.4	0.1	0.2	0.0	0.1	0.2	0.1	0.2	0.3
		saut	0.1	0.0	0.0	1.9	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
		trou	0.1	0.0	0.0	0.7	0.0	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	0.1	0.0	0.1

Deux types d'analyse peuvent être menés, selon que l'on traite le tableau par perturbations ou par articulations.

Si l'on s'intéresse à la sensibilité des différentes articulations, le premier constat que l'on peut faire est l'augmentation de la sensibilité des articulations avec leur éloignement dans la chaîne cinématique. Les articulations distales (poignets et chevilles) sont de fait les plus sensibles. A l'inverse, les articulations proximales (ORI_eul, lbba) sont peu influencées par les perturbations en entrée.

D'une manière générale, les perturbations ont une influence sur les articulations voisines et l'ensemble des articulations distales. Par exemple, une modification de la position du marqueur attaché au genou intérieur droit (genint_dt) perturbe principalement les articulations du membre inférieur droit : hanche, genou et cheville droite.

Cependant, on peut remarquer une dispersion des erreurs sur l'ensemble du système : une perturbation appliquée sur la position du marqueur associé au calcaneum droit (calc_dt) entraîne une modification des angles calculés pour le poignet gauche... Cette dispersion est une conséquence directe du fait que chaque posture est calculée de manière globale : la posture reconstruite est la solution qui satisfait au mieux l'ensemble des contraintes appliquées sur le système. Au niveau angulaire, l'amplitude de ce phénomène de dispersion est limitée. L'influence d'une perturbation sur les articulations voisines et distales reste prépondérante.

Concernant l'influence des perturbations, les dimensions du modèle apparaissent comme étant la plus grosse source d'erreur potentielle. Cela s'explique car c'est le paramètre qui perturbe le plus de contraintes : modifier les dimensions de la cuisse par exemple modifie la position des points attachés à la cuisse, à la jambe et au pied (12 contraintes).

Modifier la position d'un marqueur a sensiblement la même influence que ce soit une erreur de mesure ou une erreur de positionnement dans le repère locale. Cela peut être vérifié pour le marqueur du suprasternum (sstern) : la sensibilité des articulations pour un décalage de sa position mesurée et une modification de sa position dans le

repère lié au thorax sont similaires. De même, pour un chaînon donné, les sensibilités sont équivalentes quelque soit le marqueur perturbé. Par exemple, pour une modification de la position dans le repère associé à la cuisse droite du marqueur situé à l'intérieur du genou (genint_dt) ou du marqueur situé sur le grand trochanter (gt_dt) les sensibilités calculées sont comparables.

Pour les différents types de perturbation appliqués aux positions mesurées des marqueurs, un décalage permanent de la position mesurée ou un saut de trajectoire ont des conséquences similaires. Le saut de trajectoire étant appliqué sur une période plus courte son influence est simplement gommée par la moyenne temporelle. Pour la même raison, les sensibilités angulaires moyennes calculées pour l'application d'une erreur de type bruit blanc sont évidemment quasiment nulles.

Enfin, d'une manière générale, il est important de constater que les sensibilités angulaires sont relativement faibles : les sensibilités angulaires les plus importantes ne sont que de l'ordre de 1° par centimètre ! Cette stabilité des résultats par rapport aux erreurs sur les données d'entrée était l'un des objectifs de cette méthode de reconstruction de mouvement.

8.4.4 Sensibilité de la continuité angulaire :

Les résultats des sensibilité des discontinuités angulaires sont très difficilement exploitables. On a montré précédemment qu'ils dépendent très fortement du mouvement étudié et du niveau de perturbation appliqué. Malgré ces difficultés, un certain nombre de remarques d'ensemble peuvent être faites à partir du Tableau A - 8 ci-dessous. Les résultats y sont présentés sous la même forme que ceux de la sensibilité angulaire. Les limites inférieures et supérieures pour le surlignage des cellules sont respectivement 10^{-4} et $4 \cdot 10^{-4} \text{ }^\circ \cdot \text{f}^2 \cdot \text{mm}^{-1}$ pour les degrés de liberté en rotation et 10^{-4} et $5 \cdot 10^{-4} \text{ f}^2$ pour le degré de liberté en translation.

De l'analyse globale de ce tableau, nous pouvons remarquer que :

- hormis dans le cas de l'introduction de bruit sur les données, les sensibilités les plus importantes ne sont que de l'ordre de $10 \cdot 10^{-4} \text{ }^\circ \cdot \text{f}^2 \cdot \text{mm}^{-1}$. Cela signifie qu'une perturbation de 3 cm sur la position d'un marqueur ou la dimension d'un segment entraîne une modification de l'indice de discontinuité (I_d) de $10^{-2} \text{ }^\circ \cdot \text{f}^2$. Cela reste faible par rapport aux valeurs moyennes de cet indice (cf. Figure A - 8 page 320), qui sont de l'ordre de $15 \cdot 10^{-2} \text{ }^\circ \cdot \text{f}^2$.
- la dispersion des erreurs est très grande, ce qui rend les résultats difficilement exploitables. Malgré cette dispersion, on peut tout de même remarquer que la sensibilité est plus importante pour les articulations proches ou distales par rapport à la perturbation. L'ajout de bruit sur le marqueur suprasternal (sstern) par exemple influence toutes les articulations, tandis que le même bruit appliqué sur le marqueur du vertex (vert) n'influence principalement que l'articulation du cou (coth).
- la continuité angulaire est évidemment très sensible à l'ajout d'une erreur de type bruit blanc sur la position mesurée des marqueurs. Cela justifie l'étape de prétraitement effectuée sur les trajectoires mesurées des marqueurs.
- certaines articulations sont plus sensibles que d'autres. C'est notamment le cas des genoux et des chevilles. De même, d'une manière générale, le côté gauche est plus sensible que le côté droit. Une cause possible serait les difficultés dans

l'ajustement du modèle : dans un premier temps, les photographies à partir desquelles le modèle a été dimensionné n'ont été prises que sous deux angles de vue (voir photos dimensionnement). Les segments du côté gauche des sujets ainsi que les membres inférieurs sont alors délicats à ajuster car : (1) ils sont en partie masqués par le reste du corps; (2) la position du pied au sol ou sur le support est délicate à estimer; (3) les mouvements relatifs de certains marqueurs des membres inférieurs par rapport au squelette sont importants (voir pb tta).

Tableau A - 8 : Sensibilités des discontinuités angulaires (K_{id}) pour les différentes perturbations d'entrée (unités en $[10^{-4} \cdot ^\circ \cdot f^2 \cdot mm^{-1}]$ ou $[10^{-4} \cdot f^2]$ pour ORI_pos).

contraintes		articulations																
type	segment	ORI_pos	ORI_eul	lbba	coth	epaq	codq	pgng	hang	geng	cheq	epad	codd	pgnd	hand	gend	ched	
dim	bras	7.2	-1.3	0.0	3.4	1.1	3.7	3.1	5.3	12.4	24.0	1.2	0.9	18.6	1.7	7.7	10.4	
	cuisse	4.5	-1.4	0.6	1.0	-1.3	1.3	0.1	4.1	3.6	1.6	-2.0	-3.5	-2.2	1.1	-1.7	0.3	
	thorax	4.2	-1.5	1.1	4.9	2.8	4.6	2.8	4.1	6.2	5.6	-0.4	2.0	-1.7	0.6	1.1	2.1	
pos_Rloc	calca_dt	3.3	-0.2	0.4	0.6	1.3	4.2	2.5	1.3	7.9	11.5	0.8	1.2	0.3	3.9	7.8	9.9	
	genint_dt	3.5	-0.6	0.3	1.0	-0.8	1.3	0.3	3.6	7.3	11.0	-0.3	1.3	-0.2	0.9	2.9	6.8	
	gt_dt	4.4	-0.6	0.7	0.1	-0.1	2.0	1.8	3.1	7.7	13.3	-0.5	0.1	-0.7	0.8	4.9	4.2	
	nbr	0.8	-0.3	0.3	1.5	-0.1	0.8	-0.7	1.0	1.7	-0.9	-0.2	-1.8	-1.3	-1.1	-0.6	0.2	
	sstren	0.4	-0.6	0.6	1.0	2.1	3.7	3.5	3.6	4.3	6.7	0.8	0.1	1.3	0.3	1.8	2.4	
vert	-0.6	-0.5	0.6	0.2	3.0	4.2	2.6	1.3	0.4	0.6	-0.7	-2.1	0.9	0.8	-0.3	0.8		
pos_mes	sstern	bruit	133.7	61.6	22.2	119.6	28.0	49.9	64.8	82.2	45.1	43.5	19.6	20.7	30.6	71.8	21.1	44.6
		decal	2.0	-0.9	0.7	0.9	3.0	4.8	3.4	-0.4	-0.2	1.5	0.6	0.4	2.4	0.2	-1.5	-0.1
		saut	3.7	1.8	0.3	5.1	4.0	2.6	3.4	3.5	-0.6	1.4	1.4	0.2	1.5	2.5	0.2	2.0
	vert	trou	3.4	1.2	0.3	3.5	1.6	2.4	0.4	2.2	-1.0	1.9	0.2	0.4	-1.9	2.7	1.7	1.4
		bruit	18.7	-0.3	6.9	388.0	1.4	2.2	6.1	0.7	0.6	-0.3	-0.2	0.3	1.3	-0.2	0.3	0.7
		decal	6.9	-1.0	0.2	0.2	0.7	1.8	-0.6	4.0	8.8	15.0	-0.4	0.7	-0.3	1.8	5.2	8.1
		saut	0.7	-0.3	0.1	10.7	-0.1	-0.3	-0.8	0.8	-0.8	0.8	-0.3	-0.6	-2.2	-0.3	-0.1	0.6
		trou	0.4	-0.3	-0.1	0.9	1.6	1.4	0.9	0.5	-0.7	0.8	-0.3	0.5	-0.1	0.1	-0.9	0.0

9/ Rappels de cinématique et dynamique avec les opérateurs homogènes

Cette annexe reproduit des extraits du cours "Notion de base en dynamique des systèmes multicorps", donné par le professeur Laurence Chèze, dans le cadre de l'U.V. "Dynamique du mouvement et comportement au choc" du master Biomécanique de l'école doctorale MEGA.

9.1 Paramétrage : L'opérateur homogène

9.1.1 Paramétrage absolu

L'opérateur homogène permet de modéliser directement (par un opérateur unique) une transformation de coordonnées. On obtient les coordonnées de tout point M du solide S dans le repère fixe R_0 , à partir de ses coordonnées dans le repère local (lié au segment).

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Changement d'origine} \\ + \\ \text{Changement de repère de projection} \end{array} \right. \quad \boxed{(\overrightarrow{OM})_{R_0} = {}^0_S T \cdot (\overrightarrow{O_S M})_{RS}}$$

L'opérateur homogène ${}^0_S T$ est construit de la façon suivante :

$${}^0_S T = \begin{array}{c} \begin{array}{cccc} \vec{X}_S & \vec{Y}_S & \vec{Z}_S & \vec{OO}_S \\ \vec{X}_0 & \vec{Y}_0 & \vec{Z}_0 & \end{array} \\ \left[\begin{array}{cccc} & & & \\ & [{}^0_S R] & & \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \end{array}$$

Les vecteurs ont 4 composantes : $\overrightarrow{OM} = \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \\ 1 \end{pmatrix}_{R_0}$ et $\overrightarrow{O_S M} = \begin{pmatrix} x_S \\ y_S \\ z_S \\ 1 \end{pmatrix}_{RS}$.

Remarque : On peut facilement effectuer la transformation inverse :

$$(\overrightarrow{O_S M})_{RS} = ({}^0_S T)^{-1} \cdot (\overrightarrow{OM})_{R_0}$$

La matrice $({}^0_S T)^{-1}$ s'obtient en deux étapes :

1/ Pour la partie rotation : en calculant la transposée

2/ Pour la quatrième colonne : $(\overrightarrow{O_S O})_{RS} = -({}^0_S R)^t \cdot (\overrightarrow{OO_S})_{R_0}$

$${}^s_0\mathbf{T} = ({}^0_s\mathbf{T})^{-1} = \begin{matrix} \vec{X}_s \\ \vec{Y}_s \\ \vec{Z}_s \end{matrix} \begin{bmatrix} \vec{X}_0 & \vec{Y}_0 & \vec{Z}_0 & \vec{O}_s\vec{O} \\ [{}^0_s\mathbf{R}]^t \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

9.1.2 Paramétrage relatif

Il sert à caractériser l'attitude d'un segment, par rapport au précédent dans la chaîne cinématique. La transformation de coordonnées se fait par l'intermédiaire de l'opérateur homogène élémentaire :

$$\left(\overrightarrow{O_{i-1}M}\right)_{R_{i-1}} = {}^{i-1}_i\mathbf{T} \cdot \left(\overrightarrow{O_iM}\right)_{R_i} \quad \text{et :} \quad \left(\overrightarrow{O_iM}\right)_{R_i} = {}^i_{i-1}\mathbf{T} \cdot \left(\overrightarrow{O_{i-1}M}\right)_{R_{i-1}}$$

$$\text{avec :} \quad {}^{i-1}_i\mathbf{T} = \begin{matrix} \vec{X}_{i-1} \\ \vec{Y}_{i-1} \\ \vec{Z}_{i-1} \end{matrix} \begin{bmatrix} \vec{X}_i & \vec{Y}_i & \vec{Z}_i & \vec{O}_{i-1}\vec{O}_i \\ [{}^{i-1}_i\mathbf{R}] \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad {}^i_{i-1}\mathbf{T} = ({}^{i-1}_i\mathbf{T})^{-1}$$

Le modèle géométrique direct permet d'exprimer les coordonnées d'un point quelconque du segment terminal, dans le repère fixe R_0 . L'opérateur global permettant ce calcul direct est obtenu par multiplication des opérateurs homogènes élémentaires successifs de la chaîne cinématique :

$${}^0_n\mathbf{T} = {}^0_1\mathbf{T} \cdot {}^1_2\mathbf{T} \cdot \dots \cdot {}^{i-1}_i\mathbf{T} \cdot \dots \cdot {}^{n-1}_n\mathbf{T}$$

9.2 Modèle cinématique

9.2.1 Matrice de vitesse

\Rightarrow *Mouvement absolu* :

Soit P un point lié au segment S. On s'intéresse à son mouvement par rapport au repère fixe R_0 .

La relation de transport sur S s'écrit :

$$\left(\overrightarrow{V}_{S/0}(P)\right)_{R_0} = [W_{S/0}]_{R_0} \cdot \left(\overrightarrow{OP}\right)_{R_0}$$

$$\text{avec :} \quad [W_{S/0}]_{R_0} = ({}^0_s\dot{\mathbf{T}}) \cdot ({}^0_s\mathbf{T})^{-1}$$

\Rightarrow *Mouvement relatif* :

$$[W_{i/i-1}]_{R_0} = {}^0_{i-1}\mathbf{T} \cdot [W_{i/i-1}]_{R_{i-1}} \cdot ({}^0_{i-1}\mathbf{T})^{-1}$$

\Rightarrow *Composition des mouvements* :

$$[W_{i/0}]_{R_0} = [W_{i/i-1}]_{R_0} + [W_{i-1/0}]_{R_0}$$

9.2.2 Matrice d'accélération

⇒ *Mouvement absolu* :

$$\overline{\gamma_{S/0}(\mathbf{P})} = \begin{bmatrix} \left\{ \left[\tilde{\Omega}_{S/0} \right] + \left[\tilde{\Omega}_{S/0} \right]^2 \right\} & \left| \overline{\gamma_{S/0}(\mathbf{O})} \right. \\ \hline \overline{0} & \overline{0} & \overline{0} & \overline{0} \end{bmatrix} \cdot \overline{\mathbf{OP}}$$

soit : $\left(\overline{\gamma_{S/0}(\mathbf{P})} \right)_{R0} = \left[\mathbf{H}_{S/0} \right]_{R0} \cdot \left(\overline{\mathbf{OP}} \right)_{R0}$

avec $\left[\mathbf{H}_{S/0} \right]_{R0} = {}^0\ddot{\mathbf{T}} \cdot \left({}^0\mathbf{T} \right)^{-1}$

⇒ *Mouvement relatif* :

De même que pour les vitesses, la relation de changement de repère d'expression est :

$$\left[\mathbf{H}_{i/i-1} \right]_{R0} = {}^0\mathbf{T}_{i-1} \cdot \left[\mathbf{H}_{i/i-1} \right]_{Ri-1} \cdot \left({}^0\mathbf{T}_{i-1} \right)^{-1}$$

⇒ *Composition des mouvements* :

$$\left[\mathbf{H}_{i/0} \right]_{R0} = \left[\mathbf{H}_{i/i-1} \right]_{R0} + \left[\mathbf{H}_{i-1/0} \right]_{R0} + 2 \left[\mathbf{W}_{i-1/0} \right]_{R0} \cdot \left[\mathbf{W}_{i/i-1} \right]_{R0}$$

9.2.3 Cas particulier du formalisme de *DENAVIT-HARTENBERG* :

Les matrices $[\mathbf{W}]$ et $[\mathbf{H}]$ s'expriment de façon très simple en introduisant une matrice de liaison $[\mathbf{L}]$:

$$\begin{aligned} \left[\mathbf{W}_{i/i-1} \right]_{Ri-1} &= \left[\mathbf{L}_{i/i-1} \right]_{Ri-1} \cdot \dot{q}_i \\ \left[\mathbf{H}_{i/i-1} \right]_{Ri-1} &= \left[\mathbf{L}_{i/i-1} \right]_{Ri-1}^2 \cdot \dot{q}_i^2 + \left[\mathbf{L}_{i/i-1} \right]_{Ri-1} \cdot \ddot{q}_i \end{aligned}$$

avec :

$$\left[\mathbf{L}_{i/i-1} \right]_{Ri-1} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad \left[\mathbf{L}_{i/i-1} \right]_{Ri-1} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

9.3 Modèle dynamique inverse

Le modèle dynamique inverse permet de calculer toutes les actions mécaniques transmises par les liaisons, lorsque les lois de mouvement $q_i(t)$ sont connues.

Le principe est d'appliquer les théorèmes généraux (ou principe de Newton-Euler) en isolant successivement chaque segment de la chaîne, en commençant par l'extrémité S_n sur laquelle les efforts extérieurs sont supposés connus.

9.3.1 Opérateur dynamique associé au mouvement d'un segment

⇒ *opérateur dynamique*

Par définition, le torseur dynamique est :

$$\left\{ \begin{array}{l} \overrightarrow{\Sigma}_{i/0} = \int_{S_i} \overrightarrow{\gamma}_{i/0}(P) dm \\ \overrightarrow{\delta}_{i/0}(O) = \int_{S_i} \overrightarrow{OP} \times \overrightarrow{\gamma}_{i/0}(P) dm \end{array} \right.$$

Cela peut s'écrire sous la forme d'un opérateur (4*4):

$$[A_{i/0}]_{R0} = \left[\begin{array}{ccc|c} [\tilde{\delta}_{i/0}(O)] & & & \overrightarrow{\Sigma}_{i/0} \\ - & - & - & - \\ -\overrightarrow{\Sigma}_{i/0}^t & & & 0 \end{array} \right]$$

On peut montrer que :

$$[A_{i/0}]_{R0} = [H_{i/0}]_{R0} \cdot [J_i]_{R0} - [J_i]_{R0} \cdot [H_{i/0}]_{R0}^t$$

\Rightarrow matrice de "pseudo-inertie"

$[J_i]$ est la "pseudo-matrice d'inertie": $[J_i]_{R0} = \int_{S_i} (\overrightarrow{OP})_{R0} \cdot (\overrightarrow{OP})_{R0}^t dm$.

Si la matrice d'inertie classique s'écrit : $I_i(G_i) = \begin{bmatrix} A_i & -F_i & -E_i \\ -F_i & B_i & -D_i \\ -E_i & -D_i & C_i \end{bmatrix}_{Ri}$,

alors on montre que :

$$[J_i]_{Ri} = \begin{bmatrix} \frac{S_i}{2} - A_i & F_i & E_i & m_i x_{Gi} \\ F_i & \frac{S_i}{2} - B_i & D_i & m_i y_{Gi} \\ E_i & D_i & \frac{S_i}{2} - C_i & m_i z_{Gi} \\ m_i x_{Gi} & m_i y_{Gi} & m_i z_{Gi} & m_i \end{bmatrix}_{Ri}$$

\Rightarrow Changement de repère de l'opérateur "torseur dynamique":

$$[A_{i/0}]_{R0} = {}^0T_k \cdot [A_{i/0}]_{Rk} \cdot ({}^0T_k)^t$$

9.3.2 Opérateur des actions mécaniques exercées sur un segment

\Rightarrow Action extérieure

Par analogie avec le torseur dynamique, le torseur des actions mécaniques extérieures peut s'écrire sous la forme d'un opérateur de dimension (4*4) :

$$\left\{ \begin{array}{l} (\vec{F}_{ext/i})_{R0} = \begin{pmatrix} F_X \\ F_Y \\ F_Z \end{pmatrix}_{R0} \\ (\overline{M}_{F_{ext/i}}(O))_{R0} = \begin{pmatrix} M_X \\ M_Y \\ M_Z \end{pmatrix}_{R0} \end{array} \right. \Rightarrow [\Phi_{ext/i}]_{R0} = \left[\begin{array}{ccc|c} 0 & -M_Z & M_Y & F_X \\ M_Z & 0 & -M_X & F_Y \\ -M_Y & M_X & 0 & F_Z \\ - & - & - & - \\ -F_X & -F_Y & -F_Z & 0 \end{array} \right]$$

⇒ Action de liaison entre S_{i-1} et S_i :

De même :

$$\left\{ \begin{array}{l} (\vec{F}_{i-1/i})_{Ri-1} = \begin{pmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{pmatrix}_{Ri-1} \\ (\overline{M}_{i-1/i}(O_{i-1}))_{Ri-1} = \begin{pmatrix} L_i \\ M_i \\ N_i \end{pmatrix}_{Ri-1} \end{array} \right. \Rightarrow [\Phi_{i-1/i}]_{Ri-1} = \left[\begin{array}{ccc|c} 0 & -N_i & M_i & X_i \\ N_i & 0 & -L_i & Y_i \\ -M_i & L_i & 0 & Z_i \\ - & - & - & - \\ -X_i & -Y_i & -Z_i & 0 \end{array} \right]$$

Pour une articulation rotoïde : $N_i = C_i$ (couple moteur)

Pour une articulation prismatique: $Z_i = F_i$ (force motrice)

⇒ Action de la pesanteur :

Par analogie avec l'opérateur "torseur dynamique, il faut poser :

$$(\vec{g})_{R0} = [H_g]_{R0} \cdot (\overline{OP})_{R0}$$

En identifiant les termes de l'opérateur $[H_g]_{R0}$, on obtient:

$$[\Phi_{P/i}]_{R0} = [H_g]_{R0} \cdot [J_i]_{R0} - [J_i]_{R0} \cdot [H_g]_{R0}^t$$

⇒ Changement de repère pour les opérateurs torseur de forces

$$[\Phi]_{R0} = {}^0T_k \cdot [\Phi]_{Rk} \cdot ({}^0T_k)^t$$

9.3.3 Equation d'équilibre dynamique du segment S_i :

Les théorèmes généraux s'écrivent :

$$\left\{ \begin{array}{l} \vec{\Sigma}_{i/0} = \Sigma \vec{F}_{ext/Si} \\ \delta_{i/0}(P) = \Sigma M_{ext/Si}(P) \end{array} \right.$$

Soit, sous la forme d'opérateurs exprimés dans le repère fixe R_0 :

$$[A_{i/0}]_{R0} = [\Phi_{ext/i}]_{R0} + [\Phi_{i-1/i}]_{R0} - [\Phi_{i/i+1}]_{R0} + [\Phi_{P/i}]_{R0}$$

9.4 Algorithme récursif de Newton-Euler

Le principe de l'algorithme est d'isoler successivement chaque segment de la chaîne cinématique, du plus éloigné vers le segment racine, et de résoudre son équation d'équilibre dynamique. L'algorithme est décrit ci-dessous :

Initialisation : à $t_0 = 0$

$${}^0T = [I]; [W_{0/0}]_{R0} = [0]; [H_{0/0}]_{R0} = [0]; [H_g]_{R0} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & g_X \\ 0 & 0 & 0 & g_Y \\ 0 & 0 & 0 & g_Z \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Pour $t = t_0 \rightarrow T$

| Pour $i = n$ (segment terminal) $\rightarrow 1$

| | Calcul des matrices vitesse et accélération absolues du segment S_i

$$| | [W_{i/0}]_{R0} = {}^0\dot{T} \cdot ({}^0T)^{-1} \text{ et } [H_{i/0}]_{R0} = {}^0\ddot{T} \cdot ({}^0T)^{-1}$$

| | Calcul de la « pseudo matrice d'inertie »

$$| | [J_i]_{R0} = {}^0T \cdot [J_i]_{Ri} \cdot ({}^0T)^t$$

| | Calcul du torseur dynamique

$$| | [A_{i/0}]_{R0} = [H_{i/0}]_{R0} \cdot [J_i]_{R0} - [J_i]_{R0} \cdot [H_{i/0}]_{R0}$$

| | Calcul du torseur d'action de la pesanteur

$$| | [\Phi_{P/i}]_{R0} = [H_g]_{R0} \cdot [J_i]_{R0} - [J_i]_{R0} \cdot [H_g]_{R0}$$

| | Ecriture de l'équilibre dynamique du segment S_i

$$| | [\Phi_{i-1/i}]_{R0} = [A_{i/0}]_{R0} - [\Phi_{i+1/i}]_{R0} - [\Phi_{P/i}]_{R0} - [\Phi_{ext/i}]_{R0}$$

| | Calcul du torseur d'actions intersegmentaires entre S_{i-1} et S_i

$$| | [\Phi_{i-1/i}]_{Ri-1} = {}^{Si-1}T \cdot [\Phi_{i-1/i}]_{R0} \cdot ({}^{Si-1}T)^t$$

| Fin pour i

Fin pour t

10/ Analyse de sensibilité du calcul des forces et moments articulaires

L'objectif de cette analyse de sensibilité est de déterminer l'influence des différentes entrées du calcul de dynamique inverse sur les efforts (forces et moments) calculés. En comparant l'influence de ces différentes variables avec leur précision estimées, il est ainsi possible de faire ressortir les principales sources d'erreurs.

10.1 Méthode

Le principe est identique que pour l'analyse de sensibilité menée sur la méthode de reconstruction de mouvement. Il s'agit de déterminer la sensibilité des réponses du système étudié aux différents paramètres d'entrée. Cette sensibilité s'exprime par la différence entre la réponse perturbée et la réponse de référence, divisée par l'amplitude de la perturbation :

$$K_{rp} = \frac{r_m - r_{ref}}{P_m - P_{ref}}$$

10.1.1 paramètres d'entrée

Les paramètres d'entrée considérés sont :

- les composantes torseurs d'efforts appliquées aux chevilles
- les paramètres inertiels des segments
- les paramètres du mouvement

Concernant les paramètres du mouvement, 2 types de perturbations ont été envisagés, à l'image de ce qui a été fait pour l'analyse de sensibilité de la méthode de reconstruction de mouvements : l'une concerne la valeur du paramètre, l'autre sa continuité.

En première approximation, la sensibilité d'une réponse à un paramètre est indépendante du niveau de la perturbation appliquée à ce paramètre. Cela a été vérifié pour cette étude (cf. 3.3.2/Résultats page 222). Cependant, les perturbations appliquées sur les données d'entrée n'ont pas été fixées de manière complètement aléatoire : elles ont été choisies pour correspondre à des erreurs d'entrée plausibles dans le cadre de cette étude. Les choix ont été les suivants :

- efforts chevilles : une perturbation de 10% de la valeur maximum de la composante considérée a été appliquée. Cela correspond aux erreurs de mesures (faibles) ainsi qu'aux erreurs faites lors du transfert du torseur au centre articulaire de la cheville et de la correction des effets inertiels des plates-formes.
- paramètres inertiels : les perturbations appliquées sont de 10% de la valeurs des paramètres pour les masses et inerties (dépendent de la longueur et de la masse du segment) et 1cm sur la position du centre de gravité des segments (dépend de la longueur et de la position du segments).
- valeur des paramètres du mouvement : une perturbation constante sur toute la durée du mouvement est appliquée. Sa valeur est issue des erreurs estimées lors de l'analyse de sensibilité menée sur la reconstruction du mouvement.

- continuité des paramètres du mouvement : les perturbations appliquées correspondent aux erreurs maximales constatées sur les discontinuités des paramètres de mouvement. C'est donc la dérivée seconde du paramètres qui est modifiée : le paramètre est dérivée 2 fois numériquement, la perturbation est appliquée positivement et négativement à 2 instants du mouvement (images 80 et 160), puis la dérivée seconde ainsi modifiée est intégrée numériquement 2 fois (cf. Figure A - 12 ci-dessous). Le résultat sur le paramètre est une saute de valeur entre les images 80 et 160. Cela est illustré pour le paramètre de flexion de la hanche droite sur la Figure A - 13 ci-dessous.

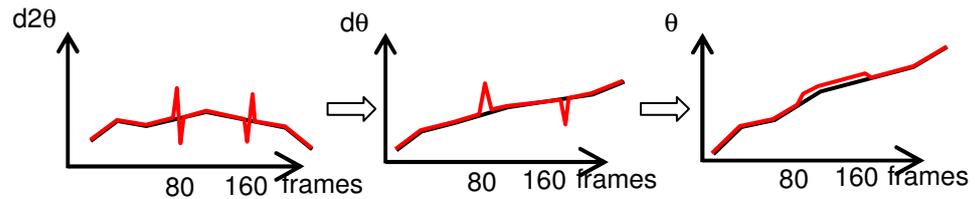


Figure A - 12 : méthode de perturbation de la continuité des paramètres de mouvement

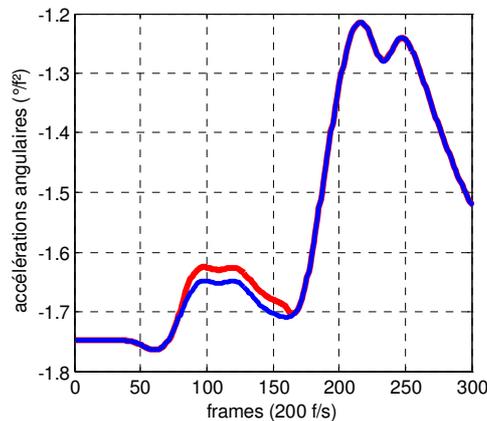


Figure A - 13 : exemple de paramètre de mouvement original (bleu) et modifié (rouge)

Afin de limiter le nombre de calculs et la quantité de résultats à analyser, ces perturbations n'ont pas été appliquées à toutes les entrées du calcul de dynamique inverse. Nous avons privilégiées les perturbations ayant une influence sur les couples transverses et nous avons cherché à les appliquer à quelques segments/articulations représentatifs.

L'ensemble des perturbations appliquées est résumé dans le Tableau A - 9 ci-dessous.

Tableau A - 9 : perturbations des entrées du calcul de dynamiques inverse testées

Type d'erreur	Cible		perturbation	
BSIPs	cuisse	masse(*)	+ 10 %	
			+ 50 %	
		CG /z	10 mm	
		Ixx	10 %	
		Iyy	10 %	
	torse		Ixy	10 %
		masse		+ 10 %
		CG /x		10 mm
				50 mm
			Iyy	
paramètres du mouvement	pos_ORI	X	7 mm	
		Y	7 mm	
	ORI_eul	Y	1.1 °	
	hand	Y	2 °	
				20 °
	geng	Y	7 °	
	lbba	X	0.8 °	
		Y	1.1 °	
accélération	pos_ORI	X	0.1 mm/f ²	
		Y	0.4 mm/f ²	
	ORI_eul	Y	0.7 °/f ²	
	hand	Y	1.3 °/f ²	
				13 °/f ²
	geng	Y	4.1 °/f ²	
	lbba	X	0.1 °/f ²	
		Y	0.2 °/f ²	
efforts sol => chevilles		Fx(*)	15 N	
		Fy	10 N	
		Fz	80 N	
			160 N	
		Mx	15 N	
		My	15 N	
		Mz	5 N	

(*) Perturbations testées sur 2 mouvements autres que le mouvement de référence

10.1.2 variables de sorties

Les variables de sortie sont les 6 composantes de chaque torseur d'effort articulaire. La sensibilité K_{rp} est calculée à chaque image du mouvement :

$$K_{rp}(im) = \frac{r_m(im) - r_{ref}(im)}{P_m - P_{ref}}$$

Les calculs sont effectués pour la plupart sur le mouvement du sujet SN lors de la situation expérimentale 11 (debout sans dispositif de maintien, perturbation faible). Afin de voir si les résultats peuvent être extrapolés à d'autres mouvements, 2 perturbations ont été testées sur 2 autres mouvements : l'un est la réponse du même sujet (SN) pour une perturbation plus importante (situation expérimentale 22 : debout sans dispositif de maintien, perturbation FORTE); l'autre est la réponse d'un sujet différent (DM) à la même situation expérimentale (11).

Remarque : pour le calcul des sensibilités K_{rp} , la valeur de la perturbation d'entrée a été considérée constante tout au long du mouvement, bien que cela ne soit pas formellement correct pour les perturbations concernant la continuité des paramètres du mouvement.

10.2 Résultats

10.2.1 Exemple de résultats

La Figure A - 14 ci-dessous est un résultat typique de l'analyse de sensibilité. Il représente l'évolution des sensibilités calculées pour les 6 composantes des différents torseurs des interactions entre segments (1 graphe par segment, 1 couleur par articulation). Seules les résultats pour les articulations dont le torseur d'effort a été modifiés par la perturbation ont été tracés ($K_{rp} \neq 0$).

Le mouvement étudié est la réponse du sujet SN à la situation expérimentale 11, et la perturbation d'entrée est une erreur constante de 2° ajoutée à l'angle de flexion de la hanche droite. Les sensibilités maximales apparaissent sur l'effort sur l'axe frontal et le moment transversal de l'articulation du genou. La modification de F_x vient du basculement du repère local lié à la cuisse dû à la perturbation de l'angle de flexion. La composante d'effort verticale appliquée sur le genou, et correspondant au poids du sujet se projette donc en partie sur l'axe X. En revanche la perturbation du couple transverse du genou est due au décalage longitudinale crée entre le centre de masse du sujet et son centre de pression.

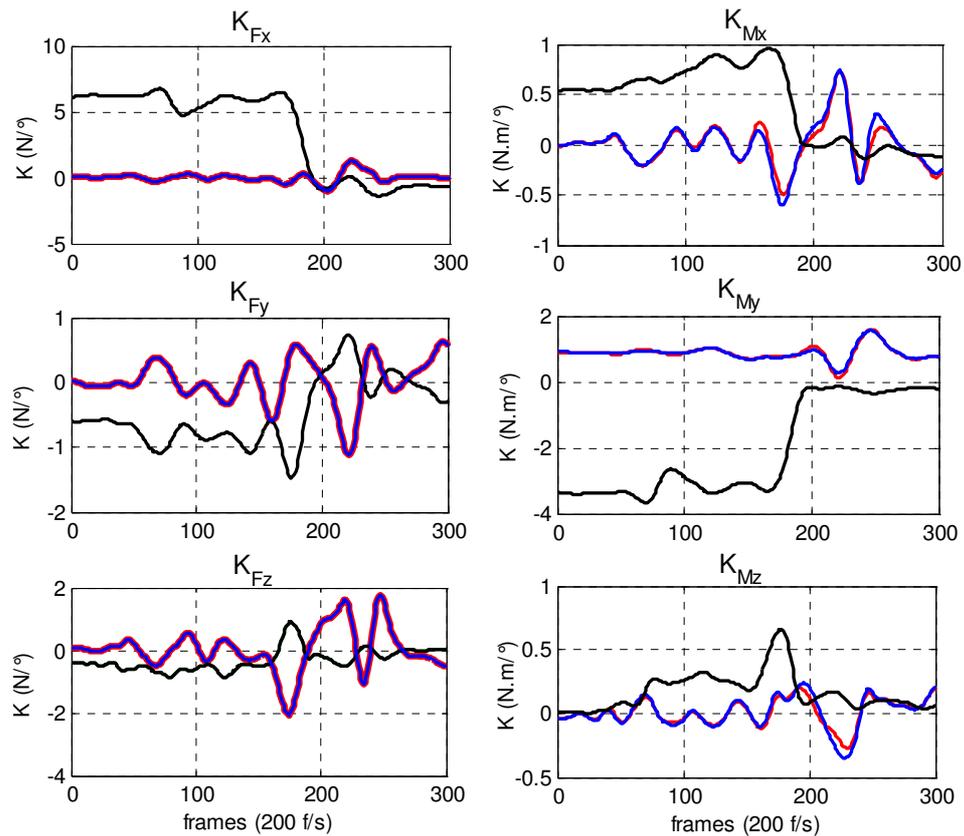


Figure A - 14 : sensibilité à une perturbation de 2° de la flexion de la hanche droite pour les différentes composantes des torseurs d'efforts articulaires : genou droit (noir), hanche droite (bleu) et lombaires (rouge).

10.2.2 Indépendances des sensibilités

Sylva et Ambrosio (ref) ont montré que les sensibilités des résultats de la dynamique inverse sont indépendantes du niveau de perturbation appliqué en entrée. Cela a pu être vérifié dans cette étude pour les différents types de perturbations (paramètres inertiels, efforts extérieurs, paramètres du mouvement). La Figure A - 15 ci-dessous par exemple montre que les sensibilités des moments transverses à une modification de l'angle de flexion de la hanche droite sont identiques pour des niveaux de perturbations allant de 1 à 10.

Ainsi, la relation liant à chaque image l'erreur en entrée de l'algorithme à l'erreur en sortie peut être considérée comme linéaire, tout au moins sur la plage d'erreurs possibles.

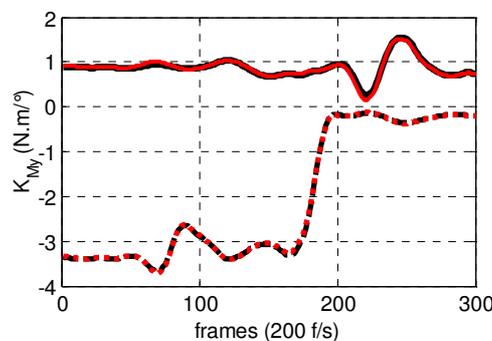


Figure A - 15 : comparaison des sensibilités sur M_y pour une perturbation de la flexion de la hanche droite de 2° (noir) et 20° (rouge) pour les articulations genou droit (pointillés) et hanche droite (traits pleins). Pour des raisons de lisibilité les résultats pour l'articulation lombaire n'ont pas été représentés.

En revanche, les sensibilités dépendent du mouvement effectué par les sujets. Ainsi, les sensibilités calculées dans 2 situations expérimentales différentes, ou dans la même situation expérimentales mais pour 2 sujets différents, ne seront pas les mêmes. Cependant, les mouvements sont suffisamment ressemblants pour que les ordres de grandeurs et les formes des courbes soient respectés. Cela est illustré sur la Figure A - 16 ci-dessous. Les résultats obtenus pour le mouvement du sujet SN dans la situation expérimentale 11 peuvent donc être étendus à l'ensemble des mouvements de cette étude pour lesquels le sujet n'utilise pas de dispositif de maintien. L'utilisation d'un dispositif de maintien modifie profondément la cinématique du rattrapage et cela a donc probablement une influence non négligeable sur la sensibilité du calcul de dynamique inverse. Ce point devra être vérifié.

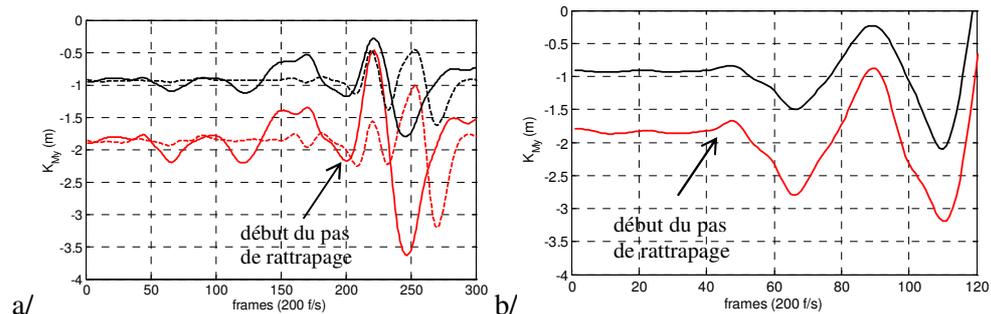


Figure A - 16 : comparaison des sensibilités de My à une perturbation de la masse des cuisses (10%) pour les articulations lombaires (rouge) et hanche droite (noir) calculées pour différents mouvements. a/ situation expérimentale 11, sujet SN (traits pleins) et DM (pointillés); b/ situation expérimentale 21, sujet SN.

10.2.3 conséquence pour la recherche des points à améliorer

Les valeurs des sensibilités calculées pour un mouvement peuvent donc être utilisables quelque soit le mouvement ou le niveau de la perturbation d'entrée. Grâce à cela, il est possible de relier les erreurs tolérables sur les sorties de l'algorithme aux erreurs critiques sur les données d'entrée. En particulier, des critères peuvent être imposés sur les erreurs acceptables sur les forces et moments articulaires. Il est alors possible d'estimer quel niveau de précision doit être atteint sur les données d'entrée (paramètre inertiels, paramètres de mouvement, efforts extérieurs) afin de respecter ces critères. Cela se fait de la manière suivante.

On note δ_{se} l'erreur sur la sortie s due à une perturbation ε_e sur l'entrée e.

La sensibilité de la sortie s à la perturbation sur l'entrée e se définit par :

$$K_{se} = \frac{\delta_{se}}{\varepsilon_e}$$

On a alors :

$$\text{Max}_{im}(K_{se}) = \text{Max}_{im}\left(\frac{\delta_{se}}{\varepsilon_e}\right)$$

Or la valeur de ε_e est considérée constante sur tout le mouvement (cf. remarque page 222).

On a donc :

$$Max_{im}(K_{se}) = \frac{Max(\delta_{se})}{\epsilon_e}$$

ce que l'on note :

$$K_{semax} = \frac{\delta_{semax}}{\epsilon_e}$$

On se fixe alors des valeurs d'erreurs maximales tolérables Δ_{stol} pour chacune des sorties de l'algorithme. On cherche les valeurs des perturbations en entrées qui peuvent engendrer ces erreurs de sorties.

Hypothèse : pour traiter ce problème, on traite chacune des perturbations en entrée indépendamment.

Ainsi, pour chaque sortie on calcule les valeurs critiques des perturbations de chaque entrée qui engendre une erreur Δ_{stol} :

$$\epsilon_{escrit} = \frac{\Delta_{stol}}{K_{semax}}$$

On cherche ensuite pour chaque erreur d'entrée la valeur limite qui permet de respecter les critères de toutes les sorties :

$$E_{ecrit} = Min_s(\epsilon_{escrit}) = Min_s\left(\frac{\Delta_{stol}}{K_{semax}}\right).$$

Les K_{semax} sont connus, et les Δ_s fixés. On obtient donc directement les précisions critiques de chaque entrée E_{ecrit} qui permet de respectés les critères imposés sur les sorties.

10.3 Principaux points à améliorer

Nous avons vu précédemment qu'à partir des résultats de l'analyse de sensibilité, il est possible d'estimer les précisions nécessaires de chaque entrée en fonction de la précision souhaitée sur les résultats. La comparaison des valeurs d'erreur admissible en entrée de l'algorithme avec la précision estimée de ces données permet de faire ressortir les entrées critiques sur la qualité des résultats.

Pour illustrer cela, nous avons imposé de manière arbitraire des erreurs maximum constantes pour toutes les articulations : 10 N pour les composantes d'effort et 5 N.m pour les composantes de couples. Ces valeurs sont choisies en prenant en compte les objectifs de cette étude : l'analyse de l'évolution des couples articulaires, et non la génération d'une cinématique cohérente.

Les valeurs d'erreurs admissibles sur les données d'entrée obtenues avec ces seuils sont données dans le Tableau A - 10 ci-dessous. Ces données sont reprises pour déterminer seuil validité des mouvements (cf. chap. cin inverse).

Tableau A - 10 : erreurs critiques sur les données d'entrée pour limiter les erreurs sur les efforts articulaires (seuil de 10 N pour les forces et de 5 N.m pour les couples). Les entrées jugées critiques ont été surlignées en orange, et celles non influentes en gris.

Données d'entrée			Erreurs admissibles
BSIPs	cuisse	masse	2.8 kg
		CG /z	18.5 mm
		Ixx	5882.4 kg.cm ²
		Iyy	1960.8 kg.cm ²
		Ixy	1724.1 kg.cm ²
	torse	masse	5.6 kg
		CG /x	21.7 mm
		Iyy	7142.9 kg.cm ²
paramètres du mouvement	pos_ORI	X	10.6 mm
		Y	11.2 mm
	ORI_eul	Y	0.7 °
	hand	Y	1.5 °
	geng	Y	11.1 °
	lbba	X	3.1 °
		Y	1.5 °
accélération	pos_ORI	X	0.3 mm/f ²
		Y	0.4 mm/f ²
	ORI_eul	Y	0.1 °/f²
	hand	Y	0.2 °/f²
	geng	Y	1.1 °/f ²
	lbba	X	0.3 °/f ²
		Y	0.2 °/f ²
efforts sol => chevilles		Fx	2.2 N
		Fy	2.4 N
		Fz	5.2 N
		Mx	5.0 N.m
		My	5.2 N.m
		Mz	2.2 N.m

Pour les différentes données d'entrée, en comparant ces erreurs admissibles aux erreurs estimées, il est possible de faire ressortir leur degré de criticité sur la qualité des résultats.

Ainsi, il apparaît que certaines données n'ont qu'une importance très limitée sur la qualité des résultats de la dynamique inverse. Il s'agit notamment des masses et inerties des segments et de la cinématique des segments distaux (exemple du genou).

En revanche, les entrées critiques sont essentiellement :

- la continuité des orientations des segments proximaux. En effet modifier l'orientation d'un segment proximal modifie la position de l'ensemble de la chaîne cinématique. Cela apparaît dans le tableau pour les accélérations en flexion des hanches ou pour l'orientation du bassin par rapport à l'axe transversal (Y).
- les efforts sol/chevilles sur l'axe du déplacement. En effet, des erreurs peuvent découler de la correction des effets inertiels des plates-formes d'effort : mesure

- de l'accélération et estimation des paramètres inertiels des parties mobiles (cf. Chapitre 6 3.1.3/ Application des efforts extérieurs au système page 218).
- les positions des centres de gravité des segments. En effet, des erreurs relativement importantes peuvent être effectuées sur l'estimation de ces paramètres, alors que leur influence n'est pas négligeable. Cela contredit l'usage qui est de considérer que les paramètres inertiels ont une influence minime sur les résultats de la dynamique inverse.

FOLIO ADMINISTRATIF

THESE SOUTENUE DEVANT L'INSTITUT NATIONAL DES SCIENCES APPLIQUEES DE LYON

NOM : ROBERT

DATE de SOUTENANCE : 09 octobre 2006

Prénoms : Thomas

TITRE : Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout suite à une accélération transitoire de la surface d'appui - Application à l'amélioration de la protection des passagers de transports en commun.

NATURE : Doctorat

Numéro d'ordre : 05 ISAL

Ecole doctorale : MEGA

Spécialité : Mécanique, option biomécanique

Cote B.I.U. - Lyon : T 50/210/19 / et bis

CLASSE :

RESUME :

Cette étude aborde le problème de la sécurité des passagers de transports en commun guidés. L'analyse de la bibliographie fait ressortir que le risque de chute, et donc de blessures, est particulièrement important pour les passagers debout. Il apparaît en outre que la situation des passagers debout dans les transports en commun est intermédiaire par rapport à ce qui est étudié de manière classique 1/ dans le domaine de la protection des usagers de transport; 2/ dans la littérature concernant l'équilibre perturbé. L'approche de ce problème doit donc être reconsidérée. Il est nécessaire d'acquérir des données pertinentes et de mettre en place des méthodes de traitements spécifiques.

Les principaux résultats de ce travail sont :

- un protocole expérimental permettant d'étudier les réactions de sujets volontaires dans des situations représentatives des transports en communs;
- une méthode de reconstruction de mouvement originale, utilisant un modèle cinématique du corps humain et traitant le problème de manière semi-globale.
- la mise en évidence et la description des principaux phénomènes du rattrapage d'équilibre, ainsi que de l'influence des différents paramètres;
- une première approche de la prédiction de la cinématique du rattrapage en fonction des conditions initiales, dont les résultats s'avèrent encourageants;
- une méthode de calcul des forces et moments articulaires, basée sur des principes classiques (approche récursive), mais adaptée à la complexité des mouvements et du modèle étudiés.

Les méthodes mises en place dans cette étude, ainsi que ses apports dans la connaissance du rattrapage d'équilibre, constituent une première étape en vue de l'obtention d'un outil permettant d'évaluer et de limiter les risques encourus par les passagers debout.

MOTS-CLES :

accidentologie - biomécanique – équilibre debout – rattrapage d'équilibre - transports en commun – analyse du mouvement – dynamique inverse.

Laboratoire (s) de recherche :

Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides (LaMCoS) - INSA de Lyon

Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine (LBMH) - INRETS

Directeur de thèse:

Michel FAYET, professeur émérite, INSA de Lyon

Jean-Pierre VERRIEST, directeur de recherche, INRETS

Composition du jury :

J.-C. ANDRE, directeur de recherche détaché à l'INRS

B. ESPIAU, directeur de recherche à l'INRIA (rapporteur)

M. FAYET, professeur émérite, INSA de Lyon (directeur de thèse)

J.-P. MARIOT, professeur à l'Université du Maine (rapporteur)

M. S. PEREIRA, professeur à l'IST de Lisbonne

J.-P. VERRIEST, directeur de recherche à l'INRETS (directeur de thèse)

L.-M. CLEON, direction de la recherche SNCF (invité)

Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout suite à une accélération transitoire de la surface d'appui.

Application à l'amélioration de la protection des passagers de transports en commun.

Résumé

Cette étude aborde le problème de la sécurité des passagers de transports en commun guidés. L'analyse de la bibliographie fait ressortir que le risque de chute, et donc de blessures, est particulièrement important pour les passagers debout. Il apparaît en outre que la situation des passagers debout dans les transports en commun est intermédiaire par rapport à ce qui est étudié de manière classique 1/ dans le domaine de la protection des usagers de transport; 2/ dans la littérature concernant l'équilibre perturbé. L'approche de ce problème doit donc être reconsidérée. Il est nécessaire d'acquérir des données pertinentes et de mettre en place des méthodes de traitements spécifiques.

Les principaux résultats de ce travail sont :

- un protocole expérimental permettant d'étudier les réactions de sujets volontaires dans des situations représentatives des transports en communs;
- une méthode de reconstruction de mouvement originale, utilisant un modèle cinématique du corps humain et traitant le problème de manière semi-globale.
- la mise en évidence et la description des principaux phénomènes du rattrapage d'équilibre, ainsi que de l'influence des différents paramètres;
- une première approche de la prédiction de la cinématique du rattrapage en fonction des conditions initiales, dont les résultats s'avèrent encourageants;
- une méthode de calcul des forces et moments articulaires, basée sur des principes classiques (approche récursive), mais adaptée à la complexité des mouvements et du modèle étudiés.

Les méthodes mises en place dans cette étude, ainsi que ses apports dans la connaissance du rattrapage d'équilibre, constituent une première étape en vue de l'obtention d'un outil permettant d'évaluer et de limiter les risques encourus par les passagers debout.

Mots-clés : accidentologie - biomécanique – équilibre debout – rattrapage d'équilibre - transports en commun – analyse du mouvement – dynamique inverse.