



HAL
open science

SIMULATION DU MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN VÉHICULE AUTOMOBILE

Mathieu Lempereur

► **To cite this version:**

Mathieu Lempereur. SIMULATION DU MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN VÉHICULE AUTOMOBILE. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2006. Français. NNT: . tel-00338087

HAL Id: tel-00338087

<https://theses.hal.science/tel-00338087>

Submitted on 10 Nov 2008

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

présentée à

l'Université de Valenciennes
et du Hainaut-Cambrésis

pour l'obtention du

DOCTORAT

Spécialité :

**AUTOMATIQUE ET INFORMATIQUE DES SYSTÈMES
INDUSTRIELS ET HUMAINS**

par

Mathieu LEMPEREUR

Ingénieur en Génie Informatique et Productique

**SIMULATION DU MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN
VÉHICULE AUTOMOBILE**

le 27 février 2006

Jury :

Philippe Gorce	Pr., LESP, UTV, Toulon	Co-directeur
François-Xavier Lepoutre	Pr., LAMIH-BIO, UVHC, Valenciennes	Co-directeur
Philippe Pudlo	MdC., LAMIH-BIO, UVHC, Valenciennes	Co-directeur
Wisama Khalil	Pr., IRCCYN, Nantes	Rapporteur
Jean-Pierre Verriest	DR, INRETS-LBMH, Bron	Rapporteur
Thierry-Marie Guerra	Pr., LAMIH-MCS, UVHC, Valenciennes	Examineur
Yves Tessier	RENAULT	Invité
Jules Trasbot	RENAULT	Invité

THÈSE

présentée à

l'Université de Valenciennes
et du Hainaut-Cambrésis

pour l'obtention du

DOCTORAT

Spécialité :

**AUTOMATIQUE ET INFORMATIQUE DES SYSTÈMES
INDUSTRIELS ET HUMAINS**

par

Mathieu LEMPEREUR

Ingénieur en Génie Informatique et Productique

**SIMULATION DU MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN
VÉHICULE AUTOMOBILE**

le 27 février 2006

Jury :

Philippe Gorce	Pr., LESP, UTV, Toulon	Co-directeur
François-Xavier Lepoutre	Pr., LAMIH-BIO, UVHC, Valenciennes	Co-directeur
Philippe Pudlo	MdC., LAMIH-BIO, UVHC, Valenciennes	Co-directeur
Wisama Khalil	Pr., IRCCYN, Nantes	Rapporteur
Jean-Pierre Verriest	DR, INRETS-LBMH, Bron	Rapporteur
Thierry-Marie Guerra	Pr., LAMIH-MCS, UVHC, Valenciennes	Examineur
Yves Tessier	RENAULT	Invité
Jules Trasbot	RENAULT	Invité

Fais de ta vie un rêve, et d'un rêve, une réalité

Antoine de S' Exupéry

Remerciements

Ce travail a été réalisé au Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis au sein de l'équipe de recherche Biomécanique dirigée par le professeur François-Xavier Lepoutre. Ce travail a été également effectué en collaboration avec le professeur Philippe Gorce du Laboratoire d'Ergonomie Sportive et Performance de l'Université du Sud Toulon-Var.

Je tiens ici à témoigner toute ma reconnaissance à François-Xavier Lepoutre et à Philippe Gorce pour la confiance qu'ils m'ont accordée tout au long de ce travail.

Ce travail de thèse a été encadré par Philippe Pudlo, maître de conférences de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, à qui j'exprime mes sincères remerciements.

Je tiens à remercier monsieur Wisama Khalil, professeur à l'École Centrale de Nantes et monsieur Jean-Pierre Verriest, Directeur de Recherches à l'INRETS et directeur du Laboratoire de Biomécanique et de Modélisation Humaine pour avoir accepté d'être rapporteurs de ce mémoire. Je remercie également monsieur Thierry-Marie Guerra, professeur à l'Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis pour avoir accepté de présider le jury de soutenance. Je souhaite remercier messieurs Yves Tessier et Jules Trasbot pour avoir accepté de participer au jury.

J'exprime toute ma sympathie aux thésards de la salle 123 et 212 notamment Julien, Maud, Mélanie et Nicolas... pour les nombreuses idées échangées lors des pauses chocolat, aux « anciens » Christophe, Emmanuel, Kévin, Ludovic, Stéphane et Yannick ainsi qu'à Didier pour ses conseils et les sympathiques discussions du jeudi soir autour du perpétuel poulet rôti.

Je remercie également les athlètes et les entraîneurs de l'USVA qui m'ont permis de décompresser lors des séances lactiques ou de musculation toujours réalisées dans une ambiance très conviviale.

Enfin, je souhaite témoigner toute ma gratitude envers mes parents, ma sœur et mon frère, à Colette et Yves, Maud, Rebecca et Yvann et à ma compagne Jennyfer pour son amour et son soutien.

Sommaire

REMERCIEMENTS.....	5
SOMMAIRE.....	7
INTRODUCTION GÉNÉRALE	13
CHAPITRE 1 - SIMULATION DES MOUVEMENTS HUMAINS.....	19
1. INTRODUCTION.....	19
2. MODÉLISATION CINÉMATIQUE DE L’HOMME.....	19
2.1. Classification des modèles en biomécanique	20
2.2. Classification et description des modèles squelettiques.....	21
2.2.1. <i>Modèles plans en chaîne ouverte</i>	21
2.2.2. <i>Modèles arborescents</i>	22
2.2.3. <i>Modèles tridimensionnels</i>	22
2.2.4. <i>Description du modèle squelettique</i>	22
2.2.5. <i>Conclusion</i>	23
2.3. Définition et identification des paramètres du modèle squelettique.....	23
2.3.1. <i>Principales mobilités du modèle squelettique</i>	24
2.3.1.a. Rachis.....	24
2.3.1.b. Complexe articulaire de l'épaule.....	25
2.3.1.c. Coude.....	26
2.3.1.d. Poignet.....	26
2.3.1.e. Hanche.....	27
2.3.1.f. Genou.....	27
2.3.1.g. Cheville.....	27
2.3.2. <i>Détermination des centres articulaires du modèle squelettique</i>	28
2.3.2.a. Centre articulaire de l'articulation principale de l'épaule.....	28
2.3.2.b. Coude.....	28
2.3.2.c. Poignet.....	29
2.3.2.d. Hanche.....	29
2.3.2.e. Genou et cheville.....	30
2.3.3. <i>Conclusion</i>	30
2.4. Les outils de mesure du mouvement en biomécanique	31
2.4.1. <i>Goniomètres</i>	31
2.4.2. <i>Accéléromètres</i>	31
2.4.3. <i>Systèmes de capture du mouvement</i>	32
2.4.3.a. Systèmes magnétiques.....	32
2.4.3.b. Systèmes optoélectroniques.....	32
2.4.3.c. Erreurs expérimentales liées aux systèmes optoélectroniques.....	33
2.4.3.d. Erreurs expérimentales liées aux conditions expérimentales.....	34
2.4.4. <i>Conclusion</i>	35
2.5. Conclusion.....	35
3. SIMULATION DES MOUVEMENTS HUMAINS.....	36
3.1. Calcul et analyse des angles articulaires du modèle squelettique	36
3.1.1. <i>Rotation globale autour d'un axe spatial</i>	37
3.1.2. <i>Rotations élémentaires autour d'axes mobiles</i>	37
3.1.3. <i>Analyse du mouvement : une première étape vers la simulation</i>	39
3.1.4. <i>Conclusion</i>	39
3.2. Calcul du mouvement à partir d'une connaissance a priori du mouvement	40
3.2.1. <i>Interpolation entre postures clés</i>	40
3.2.2. <i>Cinématique inverse</i>	40
3.2.2.a. Méthodes analytiques.....	40
3.2.2.b. Méthodes numériques.....	41
3.2.3. <i>Conclusion</i>	44
3.3. Calcul du mouvement à partir de mouvements.....	44
3.3.1. <i>Composition de mouvements</i>	45
3.3.1.a. Interpolation entre 2 mouvements.....	45

3.3.1.b. Régression fonctionnelle.....	45
3.3.2. <i>Modification de mouvements</i>	46
3.3.3. <i>Conclusion</i>	46
3.4. CONCLUSION	47
4. CONCLUSION	48
CHAPITRE 2 - DÉMARCHE PROPOSÉE POUR SIMULER LE MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN VÉHICULE AUTOMOBILE	53
1. INTRODUCTION.....	53
2. HYPOTHÈSES ET RESTRICTIONS DE L'ÉTUDE	53
2.1. Restrictions de l'étude.....	53
2.2. Hypothèses de l'étude	54
3. SCHEMA DE SYNTHÈSE DE LA DÉMARCHE PROPOSÉE.....	54
4. OUTILS DE CORRECTION DU MOUVEMENT MIS EN OEUVRE.....	56
4.1. Modélisation de l'homme	56
4.1.1. <i>Modèle cinématique</i>	56
4.1.2. <i>Description du modèle squelettique</i>	57
4.2. Modèle Géométrique Direct.....	58
4.3. Reconstruction de la trajectoire spatiale des pieds	59
4.4. Correction du mouvement	60
4.4.1. <i>Hypothèses</i>	60
4.4.2. <i>Correction du mouvement</i>	60
4.5. Conclusion.....	62
5. OUTILS D'ANALYSE DU MOUVEMENT MIS EN OEUVRE	63
5.1. Rappel : définition d'un sous-ensemble flou.....	63
5.2. Découpage spatial et temporel des angles articulaires	64
5.3. Calcul des valeurs d'appartenance	65
5.4. Analyse Factorielle des Correspondances Multiples.....	67
5.4.1. <i>Rappel sur l'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples</i>	67
5.4.2. <i>Mise en œuvre de l'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples</i>	71
5.5. Classification Hiérarchique Ascendante.....	71
5.5.1. <i>Rappel sur la Classification Hiérarchique Ascendante</i>	71
5.5.2. <i>Mise en œuvre de la Classification Hiérarchique Ascendante</i>	72
5.6. Recherche d'un représentant par classe de mouvements	73
5.7. Conclusion.....	74
6. OUTILS D'ESTIMATION D'UNE PARTIE DU MOUVEMENT MIS EN OEUVRE.....	74
6.1. Définition des points caractéristiques.....	75
6.2. Modélisation des points caractéristiques	78
6.3. Estimation des trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc.....	79
6.4. Estimation de l'orientation spatiale du tronc.....	81
6.5. Conclusion.....	81
7. OUTILS DE SIMULATION DU MOUVEMENT MIS EN OEUVRE	82
7.1. Cinématique inverse	82
7.2. Caractérisation des contraintes articulaires	83
7.3. Reconstruction du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.....	84
7.4. Conclusion.....	85
8. CONCLUSION	85
CHAPITRE 3 - PROTOCOLE ET DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL - TRAITEMENTS DES DONNÉES.....	89
1. INTRODUCTION.....	89
2. DISPOSITIF ET PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL	89
2.1. Dispositif expérimental	89
2.1.1. <i>Maquette physique</i>	89
2.1.2. <i>Système optoélectronique VICON 612</i>	90
2.1.3. <i>Disposition des caméras autour de la maquette physique</i>	91

2.2. Protocole expérimental.....	92
2.2.1. Population étudiée.....	92
2.2.2. Position des marqueurs sur le sujet.....	93
2.2.3. Pré-acquisitions.....	95
2.2.4. Mesure du mouvement d'entrée.....	96
2.3. Conclusion.....	98
3. TRAITEMENT DES DONNÉES.....	99
3.1. Estimation de la position spatiale du marqueur situé en L5.....	99
3.2. Estimation des positions spatiales des centres articulaires.....	100
3.2.1. Calcul du centre articulaire de la hanche et de l'épaule.....	100
3.2.2. Calcul du centre articulaire du genou, de la cheville, du coude et du poignet.....	102
3.3. Estimation du centre de masse du tronc.....	102
3.4. Calcul des trajectoires dans le repère véhicule.....	103
3.5. Filtrage des données.....	104
3.6. Découpage du mouvement d'entrée dans le véhicule automobile.....	105
3.7. Calcul des angles articulaires.....	106
3.7.1. Les angles articulaires calculés pour le modèle squelettique retenu.....	109
3.7.2. Les angles articulaires calculés non pris en compte dans le modèle.....	111
3.8. Calcul de l'orientation spatiale du tronc dans le repère Véhicule.....	111
3.9. Conclusion.....	112
4. CONCLUSION.....	113
CHAPITRE 4 - SIMULATION DU MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN VÉHICULE AUTOMOBILE - RÉSULTATS.....	117
1. INTRODUCTION.....	117
2. CONSTRUCTION DE LA BASE DE MOUVEMENTS COHÉRENTS.....	117
2.1. Erreurs sur les trajectoires des pieds calculées à partir des angles expérimentaux.....	117
2.2. Construction de la base de mouvements cohérents.....	119
3. IDENTIFICATION ET CARACTÉRISATION DES CLASSES DE MOUVEMENTS.....	121
3.1. Identification des classes de mouvements.....	121
3.1.1. Analyse Factorielle des Correspondances Multiples.....	121
3.1.2. Classification hiérarchique ascendante.....	124
3.1.3. Sujet représentant.....	126
3.2. Description des classes de mouvements.....	127
3.2.1. Description de la classe de mouvement 01.....	127
3.2.2. Description de la classe de mouvement 02.....	129
3.2.3. Description de la classe de mouvement 03.....	131
3.2.4. Différentes stratégies d'entrée dans un véhicule.....	133
3.3. Conclusion.....	134
4. SIMULATION DES TRAJECTOIRES DES PIEDS ET DU TRONC.....	135
4.1. Modélisation des points caractéristiques des trajectoires des pieds.....	135
4.2. Modélisation des points caractéristiques de la trajectoire du centre de masse du tronc.....	137
4.3. Simulation des trajectoires passant par les points caractéristiques estimés.....	139
4.4. Modélisation des points caractéristiques de l'orientation spatiale du tronc.....	141
4.5. Conclusion.....	142
5. SIMULATION DU MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN VÉHICULE AUTOMOBILE.....	143
5.1. Simulation pour le représentant de la classe de mouvements 01.....	143
5.2. Simulation pour le sujet médian de la classe de mouvements 01.....	146
5.3. Simulation pour le sujet le plus éloigné de la base de mouvements 01.....	149
5.4. Simulation pour des sujets fictifs.....	153
5.5. Conclusion.....	156
6. CONCLUSION.....	156
CHAPITRE 5 - PERSPECTIVES DE RECHERCHES.....	161
1. INTRODUCTION.....	161
2. RETOUR SUR LES RESULTATS ET PREMIERE AMÉLIORATION.....	161

3. MODIFICATION DE LA STRUCTURE DU MODÈLE.....	162
4. PRISE EN COMPTE DE LA DYNAMIQUE	163
5. PRISE EN COMPTE DE LA PHASE DE SORTIE ET DE LA POPULATION À MOBILITÉ RÉDUITE.....	165
6. CONSTRUCTION D'UN HABITACLE PARAMÉTRABLE.....	166
7. SIMULATION DU NIVEAU DU CONFORT/INCONFORT	167
8. CONCLUSION	168
CONCLUSION GÉNÉRALE.....	171
BIBLIOGRAPHIE PERSONNELLE	175
BIBLIOGRAPHIE	177
GLOSSAIRE.....	190
Annexe A.I.1 - Équations de régression pour l'estimation du centre articulaire de la hanche ..	192
Annexe A.II.1 - Matrice de transformation homogène	193
Annexe A.III.1 - Anthropométrie des sujets	194
Annexe A.III.2 - Angles articulaires calculés pour le modèle squelettique retenu	196
Annexe A.IV.1 - Trajectoires des pieds, du centre de masse du tronc et orientation spatiale du tronc pour les 3 représentants	199
Annexe A.IV.2 - Équations de régression des points caractéristiques des pieds pour les sujets représentant de la classe de mouvements 02 et 03.....	203
Annexe A.IV.3 - Équations de régression des points caractéristiques du centre de masse du tronc pour les sujets représentant de la classe de mouvements 02 et 03.....	206
Annexe A.IV.4 - Trajectoires adaptées des sujets représentants de la classe de mouvements 02 et 03 et d'un sujet appartenant à la base de mouvement	208
Annexe A.IV.5 - Équations de régression des points caractéristiques de l'orientation spatiale du tronc pour les 3 sujets représentants	210
Annexe A.IV.6 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - représentant de la classe de mouvements 02.....	214
Annexe A.IV.7 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - représentant de la classe de mouvements 03.....	217
Annexe A.IV.8 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - sujet médian de la classe de mouvements 02.....	220
Annexe A.IV.9 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - sujet médian de la classe de mouvements 03.....	223
Annexe A.IV.10 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - sujet le plus éloigné de la classe de mouvements 02.....	226
Annexe A.IV.11 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - sujet le plus éloigné de la classe de mouvements 03.....	229
Annexe A.V.1 - Modification de la structure du modèle.....	232

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Introduction générale

Entrer ou sortir d'un véhicule automobile est une action complexe nécessitant une coordination précise des mouvements articulaires du corps humain (Gransitzki, 1994). Le ressenti lors de sa réalisation est un facteur important pour la clientèle notamment si celle-ci est âgée ou présente des dysfonctionnements de l'appareil locomoteur (Petzall, 1995). Traditionnellement, lors de la phase d'étude détaillée (figure 1), les constructeurs automobiles réalisent une évaluation ergonomique du mouvement d'entrée-sortie sur des prototypes ou des maquettes à échelle réelle. Cette évaluation est effectuée avec un nombre important de sujets représentatifs de la clientèle ciblée. Le jugement subjectif rendu par les personnes participant aux expérimentations est alors corrélé aux dimensions du véhicule (Sternini et Cerrone, 1995), (Andreoni et Rabuffetti, 1997).

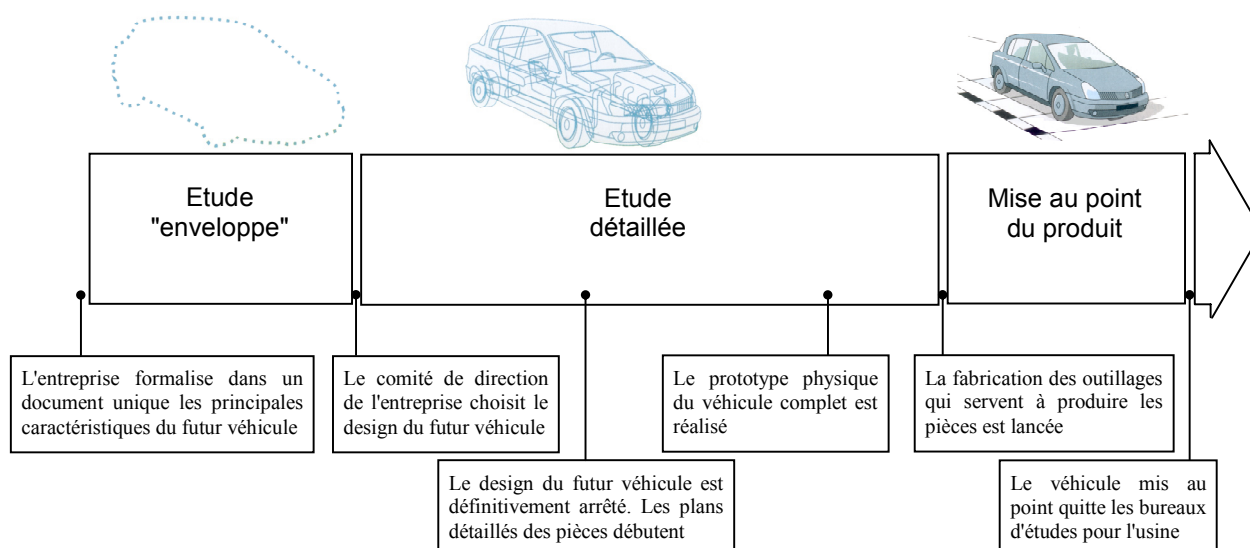


Figure 1 : phases de conception d'un véhicule automobile (RENAULT, 2002).

La construction de ce(s) prototype(s), non réutilisable(s), le nombre de sujets et l'analyse des données engendrent des coûts importants pour les constructeurs automobiles. De plus, les corrections sur le prototype ne sont pas toujours possibles (Verriest, 2000). Les constructeurs automobiles imaginent alors intégrer cette phase d'évaluation de l'inconfort dès les premières étapes de la conception (Tessier, 2000).

Depuis quelques années, l'ingénierie simultanée a modifié en profondeur les méthodes de travail pour faire de l'outil informatique un support incontournable en phase de conception. Dans ce contexte, la représentation qui s'impose naturellement est la maquette virtuelle numérique. Ainsi, de nouvelles méthodes d'analyse ergonomique doivent être imaginées. Un des challenges consiste à proposer des modèles numériques humains capables de représenter le futur opérateur ou l'utilisateur du produit, de simuler son activité, d'évaluer ses interactions

avec son environnement et d'en déduire des informations sur les contraintes subies (Wang, 2003).

Dès 1969, Ryan et Springer (1969) relèvent ce défi et conçoivent pour la compagnie Boeing Aircraft le premier mannequin numérique nommé BOEMAN (Chaffin, 2001). L'objectif de ce dernier est de prédire les capacités d'atteinte d'un homme de taille moyenne assis dans un avion de chasse. Depuis, de nombreux mannequins numériques ont été développés, citons par exemple COMBIMAN (McDaniel, 1990) en 1974, SAMMIE (Bonney *et al.*, 1979), (Case *et al.*, 1990), (Porter *et al.*, 1993) en 1979, CREWCHIEF (McDaniel, 1990) en 1984, SAFEWORK (Fortin *et al.*, 1990) en 1985, RAMSIS (Seidl et Speyer, 1997) en 1987, JACK (Phillips et Badler, 1988), (Phillips *et al.*, 1990), (Badler *et al.*, 1993) en 1988 et MAN3D (Verriest *et al.*, 1991) en 1991 (figure 2).

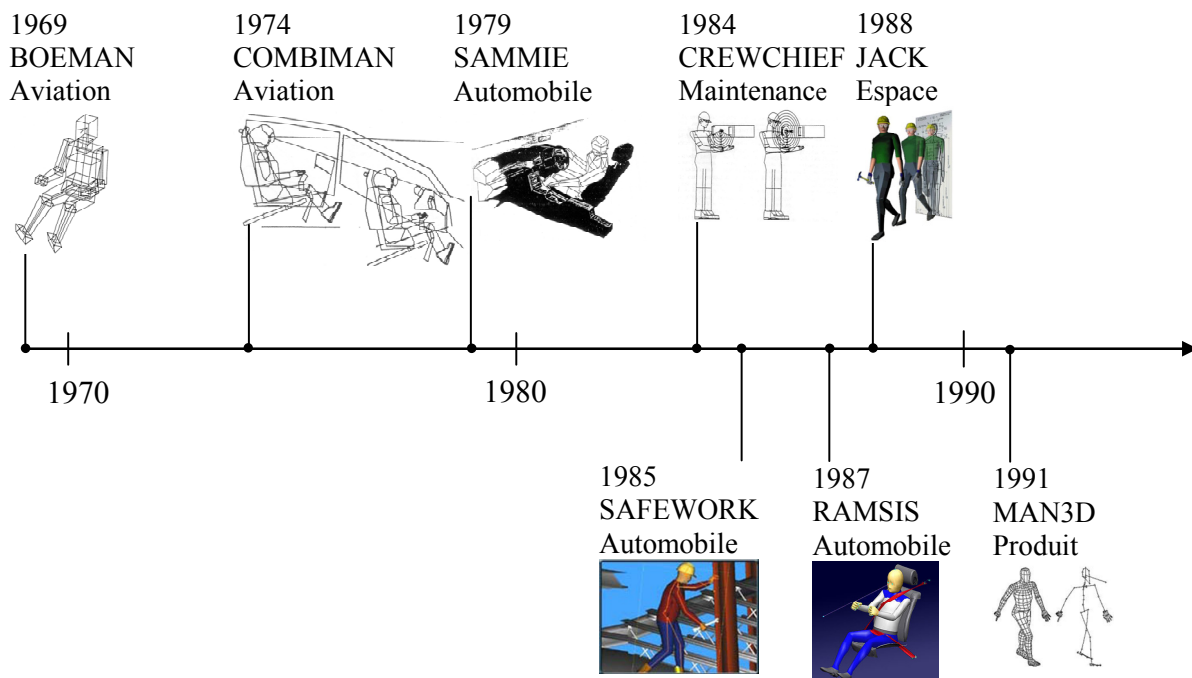


Figure 2 : chronologie des mannequins numériques et leur domaine d'application.

Les plus récents (SAMMIE, SAFEWORK, RAMSIS, JACK et MAN3D) possèdent des caractéristiques communes : ils sont tridimensionnels, d'anthropométrie variable avec un nombre important de degrés de liberté, ils peuvent être intégrés dans des environnements de CAO (Conception Assistée par Ordinateur). Ils disposent également d'outils complémentaires : le cône de vision, le domaine atteignable, la manipulation de postures par cinématique directe ou inverse, l'évaluation du confort postural, la prédiction de mouvements par cinématique inverse. La résolution de cette fonctionnalité est variable selon les mannequins. Par exemple, JACK résout le problème de cinématique inverse en le formulant comme un problème d'optimisation non linéaire (Zhao et Badler, 1994) ; MAN3D à l'aide de la pseudo-inverse après avoir déterminé parmi une base de mouvements pré-enregistrés un

mouvement voisin de celui à prédire (Monnier, 2004). Les mannequins numériques peuvent alors renseigner le concepteur/l'ergonome, par exemple, sur la posture prise par le conducteur pour atteindre des éléments tels que la tête du levier de vitesse, le frein à main, les commandes au volant. Par rétroaction, ces composants doivent être idéalement placés afin que 95% des conducteurs adoptent une position de moindre inconfort lors de leur manipulation (PEUGEOT, 2004).

Pour des mouvements complexes, comme le mouvement d'accessibilité au véhicule automobile, les mannequins numériques n'apportent pas encore de solutions et ceci explique le recours aux expérimentations sur maquette réelle. En effet, d'une part, la simulation réaliste de mouvements complexes (Chaffin, 2001), et d'autre part, l'évaluation de l'inconfort engendré par un mouvement (Dufour et Wang, 2005) restent des problématiques encore ouvertes.

Quelques études (moins de 10 à notre connaissance) ont pourtant porté sur le mouvement d'accessibilité dans un véhicule automobile. Il semble que seuls l'étude d'Andreoni et Rabuffetti (1997) et le projet européen REALMAN (IST n°2000-29357) suggèrent sa simulation. Les autres recherches analysent les mouvements de la tête, du tronc et des membres inférieurs. Elles ont pour objectif la détermination de paramètres et d'indices visant à améliorer le confort ressenti lors du mouvement d'entrée-sortie au véhicule automobile. Dans leurs travaux, Giacomini et Quattrocchi (1997) identifient des paramètres véhicules qui influencent le mouvement et suggèrent l'utilisation de surfaces d'iso-confort. Loczi (1993) montre, quant à lui, que la hauteur du siège et de la porte ont des effets significatifs sur les paramètres cinématiques (maximum de l'angle du tronc, maximum de la flexion de la hanche, maximum de la flexion du genou) et sur les paramètres cinétiques (maximum du moment en L5, maximum du moment de la hanche, maximum du moment du genou). Enfin, Hadim (2004) étudie les distances de passage entre les parties du corps et les éléments géométriques du véhicule.

L'ambition de cette thèse n'est pas de développer l'outil numérique complet que les constructeurs attendent. Notre souhait se veut modeste et vise, dans le cadre de cette thèse, à apporter quelques éléments de réponse au problème de la simulation cinématique du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

Le plan suivi dans ce mémoire est le suivant :

Le premier chapitre présente une revue bibliographique relative à la simulation des mouvements humains. La modélisation cinématique de l'homme et la détermination des angles articulaires, qui sont nécessaires pour animer ce modèle, sont présentées. Suite à une synthèse des modèles proposés en biomécanique, la première partie décrit le modèle squelettique et définit ses paramètres géométriques et cinématiques. La seconde partie développe les principales approches rencontrées pour déterminer les angles articulaires permettant l'animation du modèle squelettique de l'homme pour de nouvelles conditions.

Le deuxième chapitre introduit les hypothèses et les restrictions de l'étude. Une démarche en 4 étapes, coeur de notre travail, est ensuite proposée pour simuler le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile chez le sujet sain. La première étape consiste à corriger les angles articulaires mesurés afin d'obtenir des données que nous qualifierons de « cohérentes ». La deuxième étape de la démarche met en œuvre des outils d'analyse du mouvement afin de déterminer les caractéristiques essentielles de ce geste complexe. La troisième étape a pour objet de modéliser une « partie » (trajectoires des pieds et du tronc) du mouvement à simuler grâce à la connaissance acquise précédemment. Enfin, la dernière étape complète cette modélisation et introduit les outils pour simuler le mouvement d'entrée au véhicule automobile.

Le troisième chapitre aborde tout d'abord le protocole et le dispositif expérimental mis en place visant à obtenir des données concernant le mouvement réel d'entrée dans un véhicule automobile. La deuxième partie présente le traitement des données nécessaire à la démarche proposée.

Les résultats obtenus après chaque étape de la démarche proposée sont développés dans le quatrième chapitre. Il se divise en 4 parties. La première partie traite des résultats concernant la correction des mesures du mouvement. La deuxième partie développe les résultats de l'analyse du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Les résultats concernant les outils de modélisation et de simulation d'une partie du mouvement sont détaillés dans la troisième partie. Enfin, des simulations du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile terminent ce chapitre.

Le cinquième chapitre est dédié aux perspectives de recherches. Successivement, il est remis en question la structure du modèle, le protocole et le dispositif expérimental. Enfin, une dernière partie introduit le problème de l'estimation du confort/inconfort du mouvement simulé.

CHAPITRE I

SIMULATION DES MOUVEMENTS HUMAINS

Chapitre 1 - Simulation des mouvements humains

1. INTRODUCTION

L'objectif de cette thèse est de simuler le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Selon Badler *et al.* (1993), la modélisation cinématique de l'homme constitue une première étape à franchir. La simulation du mouvement humain consiste alors à générer numériquement le mouvement que l'être humain ferait dans des conditions similaires. Nous posons dès lors, que la simulation du mouvement humain consiste à « animer » un modèle squelettique de l'homme à partir de données connues, calculées ou prédites (les angles articulaires).

L'objectif de ce chapitre est de présenter une revue de littérature relative à la modélisation cinématique de l'homme et les principales approches permettant l'animation du modèle squelettique. L'absence de travaux concernant la modélisation et la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile nous conduit à étendre notre analyse à d'autres domaines.

La première partie de ce chapitre concerne la modélisation cinématique de l'homme. Les modèles utilisés en biomécanique pour représenter l'homme sont introduits dans un premier temps. Leurs descriptions conduisent à se focaliser sur le modèle squelettique dans le cadre de cette étude. La définition et l'identification des paramètres du modèle squelettique terminent cette première partie.

Puis dans une seconde partie, les principales approches pour animer le modèle squelettique sont introduites. Le besoin de données concernant le mouvement conduit, dans un premier paragraphe, à expliciter les procédures expérimentales qui permettent d'estimer les angles articulaires en biomécanique. La caractérisation de ces angles constitue un pré-requis à la simulation et apporte une meilleure connaissance du mouvement humain. Enfin, deux approches permettant, à terme, l'animation du modèle squelettique sont présentées.

2. MODÉLISATION CINÉMATIQUE DE L'HOMME

Cette partie aborde les différents modèles utilisés en biomécanique. Les paragraphes suivants se focalisent sur le modèle squelettique compte tenu de l'objectif de l'étude engagée. L'identification de ses paramètres et les outils de mesure permettant habituellement de les renseigner sont alors introduits.

2.1. Classification des modèles en biomécanique

Pour représenter l'homme, le biomécanicien dispose de 3 grandes classes de modèles : 1) le modèle balistique, 2) le modèle squelettique et 3) le modèle musculo-squelettique. Il semble pratique de les différencier selon leur niveau de complexité, de commande, de personnalisation et de globalisation (cf. figure 1.1).

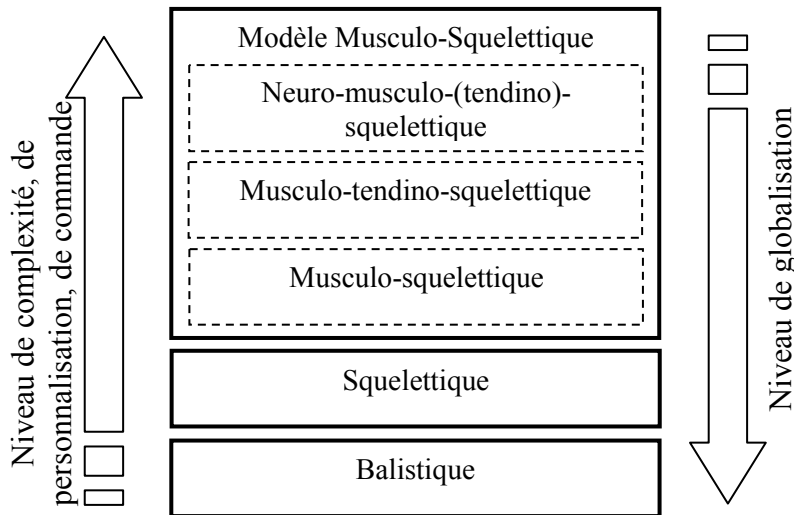


Figure 1.1 : classification des modèles utilisés en biomécanique (Pudlo, 1999).

Le modèle balistique résume le corps humain à son centre de gravité. Il ne renseigne pas sur l'évolution articulaire du mouvement. Il est particulièrement utilisé dans le domaine sportif (Lacouture et Junqua, 1991), pour étudier le saut en hauteur (Falize *et al.*, 1969), le saut en longueur (Roy, 1971), ou encore le lancer du disque (Dinu *et al.*, 2002).

Le modèle squelettique assimile le corps humain à un ensemble de corps rigides (représentatifs des segments corporels) articulés entre eux. Les articulations comportent généralement un à trois degrés de liberté en rotation. Ce modèle permet de considérer le corps humain dans sa globalité (Gorce *et al.*, 1995), (El Hafi, 2000) ou au contraire se focalise sur les membres inférieurs (Karabinova Makki, 1999) ou supérieurs (Gorce *et al.*, 1994), (Chèze *et al.*, 1996) pour aborder des problèmes scientifiques variés.

Sous le nom de modèle musculo-squelettique, sont regroupés les modèles musculo-squelettique, musculo-tendino-squelettique et neuro-musculo-(tendino)-squelettique. Le corps humain est assimilé à un modèle squelettique (l'exécuteur du mouvement) augmenté d'un modèle musculaire (créateur du mouvement) contrôlé par un niveau de commande plus ou moins évolué (Hatze, 1983). Le modèle musculo-tendino-squelettique comprend un modèle squelettique, un modèle musculaire associé à un modèle de tendons. Le modèle neuro-musculo-squelettique comprend en plus une commande issue du système nerveux central. Ces modèles sont difficiles à mettre en œuvre et se focalisent le plus souvent sur un segment corporel du fait de la forte redondance du système musculo-squelettique.

Le choix d'un modèle est dépendant des objectifs de l'étude, de l'application considérée, mais aussi de la capacité à maîtriser des disciplines scientifiques différentes (ex. automatique, mécanique, physiologie, neurophysiologie), cette dernière trouvant sa solution dans l'implication d'acteurs d'horizons divers (Hatze, 1984). Ainsi, réduire le corps humain à un point pour générer le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile est réducteur et d'autre part, vouloir déterminer un modèle du corps humain dans sa globalité sous la forme musculo-squelettique relève de l'utopie. Le mémoire se focalise donc volontairement, dans sa suite, sur le modèle squelettique.

2.2. Classification et description des modèles squelettiques

Les modèles squelettiques peuvent être classés en fonction de leur structure. Dans ses travaux, Gorce (1999;2000) distingue 3 modèles squelettiques : 1) le modèle plan en chaîne ouverte, 2) le modèle plan arborescent et 3) le modèle tridimensionnel (figure 1.2).

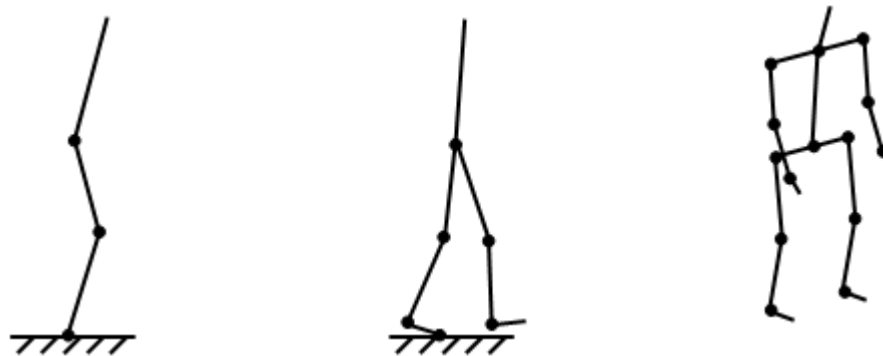


Figure 1.2 : modèle plan en chaîne ouverte, arborescent et tridimensionnel (Gorce, 2000).

Les modèles plans en chaîne ouverte ou arborescents permettent la représentation du système squelettique de l'homme dans un plan particulier : le plan sagittal* ou le plan frontal*. Les modèles tridimensionnels considèrent l'homme dans les 3 plans (plan sagittal*, frontal* et horizontal*) et abordent des problèmes plus complexes comme la marche avec évitement d'obstacle (El Hafi, 2000).

2.2.1. Modèles plans en chaîne ouverte

Les modèles plans en chaîne ouverte se présentent le plus souvent sous la forme de pendules inversés ou de chaînes poly-articulées rigides supposées indéformables. Ces modèles présentent des hypothèses simplificatrices relatives à la symétrie du corps humain ou encore à la symétrie du mouvement étudié. Le modèle le plus simple est le modèle plan en pendule simple inversé. La tête, le tronc, les bras et les jambes forment un seul segment rigide en rotation autour de la cheville. Ce modèle a notamment permis d'étudier la phase d'initialisation de la marche (Brenière et Do, 1991) ou les ajustements posturaux (Brenière, 1996). D'autres modèles plans plus complexes peuvent être trouvés dans la littérature. Par

exemple, Guelton (2003) utilise un modèle plan en double pendules inversés pour estimer les couples articulaires et les vitesses angulaires à partir de la mesure des positions segmentaires. Vanel (1996), via un modèle plan en triple et quadruple pendules inversés, estime l'influence de paramètres mécaniques (position initiale, limites articulaires, masses) sur le comportement dynamique lors d'une chute libre.

2.2.2. Modèles arborescents

Les modèles arborescents se présentent généralement sous la forme de chaînes poly-articulées rigides indéformables planes. Des hypothèses permettent de simplifier le modèle selon la symétrie du mouvement étudié ou la symétrie du corps. Les modèles plans arborescents ont notamment été retenus dans l'étude des phases de simple et de double appui lors de la marche (Pandy et Berme, 1988), (Larin, 1994), (Larin, 1995). Ces études ont pour objectif de simuler la dynamique de la marche humaine.

2.2.3. Modèles tridimensionnels

L'homme est pourvu de plus de 200 degrés de libertés. Sa représentation par un modèle est simplifiée. Les modèles tridimensionnels permettent de représenter l'homme dans l'espace. Ils peuvent se focaliser sur un segment corporel ou au contraire représenter le corps humain dans sa globalité. Par exemple, Wang (1999) et Karabinova Makki (1999) se sont intéressés respectivement au membre supérieur et au membre inférieur. Les modèles proposés par ces auteurs sont composés de trois segments (bras/cuisse, avant-bras/jambe, main/pied) avec 7 degrés de liberté (3 ddl pour l'épaule et la hanche, 2 ddl pour le coude et le genou, 2 ddl pour le poignet et la cheville). En juxtaposant ces deux modèles au tronc, l'homme peut être représenté de manière plus complète. Fradet (2003) propose un modèle composé de 14 segments à 31 degrés de liberté pour simuler le tir au handball. Avec moins de segments et de degrés de liberté, El Hafi (2000) développe un modèle tridimensionnel (11 segments et 16 ddl) pour la modélisation dynamique de la marche et de l'enjambement d'obstacle sous perturbation interne ou externe. Le tronc est, dans cette étude, représenté en une seule partie.

2.2.4. Description du modèle squelettique

La classification des modèles squelettiques, introduite précédemment, est à rapprocher de celle utilisée en robotique pour distinguer l'architecture des structures robotisées. À ce sujet, Gogu *et al.* (1997) citent plusieurs descriptions permettant de décrire les déplacements finis des robots : description de Denavit et Hartenberg (1955), de Paul *et al.* (1981), de Khalil et Kleinfinger (1986), de C-B proposée par Yih (1991).

Selon Khalil et Dombre (1999), la convention de Denavit et Hartenberg (1955) serait la méthode la plus adaptée pour les chaînes simples ouvertes. La formalisation proposée

par Paul *et al.* (1981) représente une adaptation de la formalisation de Denavit et Hartenberg (1955) pour les chaînes cinématiques des robots qui n'ont que des paires cinématiques de rotation et de translation. La méthode de Khalil et Kleinfinger (1986) est une modification de la proposition de Denavit et Hartenberg (1955) afin de faciliter son application aux chaînes cinématiques fermées ou arborescentes. Enfin, la formalisation de C-B par Yih (1991) est basée sur les transformations en coordonnées cylindriques et les angles de Bryant.

En biomécanique, la représentation de l'homme sous la forme de chaînes ouvertes est courante. La convention de Denavit et Hartenberg (1955) est retenue par un certain nombre d'auteurs, citons Rezzoug (2000) pour la modélisation de la main, Chèze *et al.* (1996) pour la modélisation du membre supérieur et Karabinova Makki (1999) pour la modélisation du membre inférieur.

2.2.5. Conclusion

Le biomécanicien dispose de 3 types de modèles pour représenter l'homme : le modèle balistique, le modèle squelettique et le modèle musculo-squelettique. Le modèle squelettique, qui résume le corps humain à un ensemble de corps rigides (représentatifs des segments corporels) articulés entre eux, apparaît le plus adapté à notre application. Ce modèle est classé selon sa structure. Il peut être plan en chaîne ouverte, plan arborescent ou encore tridimensionnel. Le modèle plan en chaîne ouverte représente l'homme le plus souvent sous la forme de pendules inversés. Le modèle plan arborescent est retenu pour l'étude des phases de simple et de double appuis durant la marche. Ces modèles supposent habituellement la symétrie du corps. Le modèle tridimensionnel propose au contraire de représenter l'homme, ou une partie, dans l'espace. Différentes techniques issues de la robotique permettent alors de décrire le modèle squelettique. La convention de Denavit et Hartenberg (1955) semble bien adaptée lorsque le modèle squelettique se compose de chaînes ouvertes.

2.3. Définition et identification des paramètres du modèle squelettique

La définition du modèle squelettique est dépendante de l'objectif visé. Par exemple, le modèle squelettique peut privilégier la main si l'objet de l'étude est la préhension (ex. Rezzoug (2000)) ou au contraire le corps humain dans sa globalité pour étudier le geste du rameur (ex. Pudlo (1999)). Dans ces 2 exemples, le modèle doit être suffisamment représentatif de la réalité. D'une part, les mobilités articulaires allouées au modèle doivent être en nombre suffisant pour rendre compte du mouvement étudié et d'autre part, des grandeurs géométriques telles que la longueur des segments doit être représentative du sujet expérimenté. Par suite, pour aller dans ce sens, une première étape consiste à mieux connaître la physiologie articulaire des principales articulations et leur modélisation habituelle. Ce paragraphe développe ce point pour les principales articulations du corps humain. Il introduit

également les techniques couramment rencontrées en biomécanique pour estimer les centres articulaires permettant le calcul des longueurs segmentaires.

2.3.1. Principales mobilités du modèle squelettique

2.3.1.a. Rachis

Le rachis ou colonne vertébrale mesure environ 70 cm. Il est composé de 33 à 34 vertèbres dont au moins 9 sont soudées formant 2 os : le sacrum et le coccyx. Les 24 autres vertèbres sont séparées par des disques intervertébraux et se répartissent en trois groupes : cinq vertèbres lombaires numérotées de L1 à L5 (rachis lombaire), douze vertèbres thoraciques (T1 à T12) (rachis thoracique) et sept vertèbres cervicales (C1 à C7) (rachis cervical) (Kapandji, 1975), (Calais-Germain, 1984) (figure 1.3). Les mouvements possibles du tronc sont la flexion/extension, l'inflexion (inclinaison) latérale, et la rotation axiale. La flexion et l'extension totale du rachis sont respectivement de 110° et de 140° . L'inclinaison totale du rachis entre le sacrum et le crâne varie entre 75° et 85° . Enfin, la rotation axiale entre le bassin et le crâne atteint ou dépasse 90° .

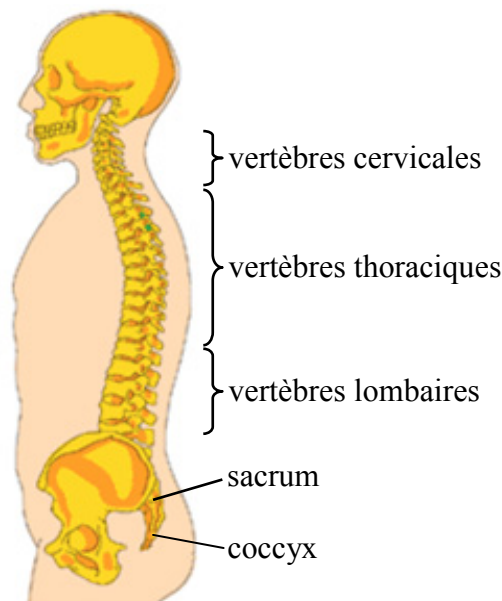


Figure 1.3 : rachis.

Deux types de modélisation du rachis peuvent être envisagés : la modélisation en éléments finis ou la modélisation multi-corps rigides. La modélisation en éléments finis propose des modèles fins du rachis afin d'analyser les contraintes qui s'exercent sur les vertèbres. De telles approches sont retenues par exemple en ergonomie (Delerba, 2001), (Frechede, 2003) ou en chirurgie (Pomero, 2002). La modélisation multi-corps rigides peut 1) assimiler, en première approximation, le rachis à un solide rigide ou au contraire 2) peut le décomposer en plusieurs segments corporels afin d'analyser/simuler les mouvements de

chaque corps. Cette approche plus globale a été utilisée par exemple en ergonomie (Lariviere et Gagnon, 1999), (Lariviere *et al.*, 2002), en sport (Pudlo, 1999), (Colloud, 2003), (Gillet, 2004), ou dans le handicap (Boughiden et Gorce, 1998), (Pradon, 2004). En biomécanique, le tronc est le plus souvent décomposé en deux ou trois parties. C'est le cas chez Colloud (2003) ou Pudlo (1999) qui décomposent respectivement le tronc du rameur en 3 et 2 segments rigides. Plus rarement, le tronc peut être décomposé en un nombre plus important de corps. Pradon (2004) divise le tronc en 9 segments pour étudier l'influence du réglage de l'assise du fauteuil roulant lors du mouvement de propulsion chez une population pathologique. Remarquons que l'augmentation du nombre de segments demande de définir, à partir de marqueurs externes un repère local sur chaque segment de manière à « appréhender » leur mouvement. Des difficultés inhérentes aux glissements de peau existent. Ils peuvent biaiser l'interprétation et la reconstruction du mouvement du rachis. Il n'est pas toujours facile de réaliser la mesure de marqueurs placés sur le rachis (ex. le portage de sac à dos, (Gillet, 2004)).

2.3.1.b. Complexe articulaire de l'épaule

L'épaule est l'articulation proximale du membre supérieur. C'est l'articulation la plus mobile de toutes celles du corps humain. Le complexe articulaire de l'épaule est formé de cinq articulations. Ces dernières se répartissent en deux groupes (Kapandji, 1974a), (Calais-Germain, 1984). Le premier est constitué de l'articulation gléno-humérale (ou scapulo-humérale) et de l'articulation sous-deltoïdienne. Le second comprend l'articulation scapulo-thoracique, acromio-claviculaire et sterno-costoclaviculaire (figure 1.4).

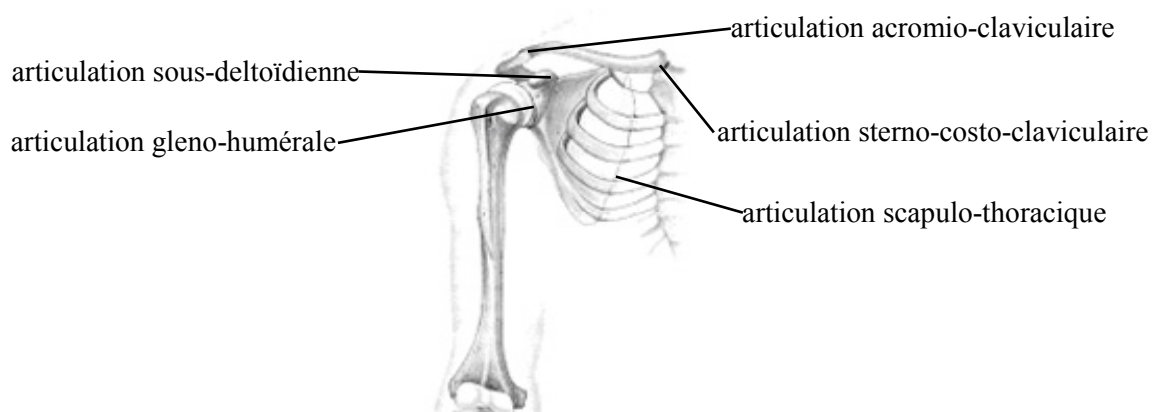


Figure 1.4 : articulations du complexe articulaire de l'épaule.

L'articulation principale du complexe articulaire de l'épaule est l'articulation gléno-humérale. Elle est généralement modélisée par une liaison rotule (trois degrés de liberté) (Ramey et Yang, 1981), (Raikova, 1992), (Chèze *et al.*, 1996), (Wang *et al.*, 1998), (Schmidt *et al.*, 1999), (Wang, 1999), (Biryukova *et al.*, 2000), (Rau *et al.*, 2000), (Stokdijk *et al.*, 2000), (Prokopenko *et al.*, 2001), (Rab *et al.*, 2002). Cette liaison permet d'exécuter des

mouvements de flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotation axiale du bras. D'autres modélisations de l'épaule considèrent en plus 2 ddl en rotation pour l'articulation sterno-costoclaviculaire (ex. Pradon (2004)). Plus rarement, il peut être trouvé dans la littérature des modèles plus complexes, citons Maurel et Thalmann (2000) qui considèrent 3 ddl pour l'articulation sterno-costoclaviculaire, 3 ddl pour l'articulation acromio-claviculaire, 3 ddl pour l'articulation gléno-humérale et 5 ddl pour l'articulation scapulo-thoracique. Le tableau 1.1 présente les amplitudes articulaires de l'épaule.

Mouvement	Amplitude
Flexion	180°
Extension	45° à 50°
Abduction	180°
Adduction	
Combinée à une extension	très faible
Combinée à une flexion	30° à 45°
Rotation externe	80°
Rotation interne	95°

Tableau 1.1 : amplitudes articulaires de l'épaule (Kapandji, 1974a).

2.3.1.c. Coude

Le coude est l'articulation intermédiaire du membre supérieur (Kapandji, 1974a), (Calais-Germain, 1984). Il réalise la jonction entre le bras et l'avant bras. Physiologiquement, deux mouvements caractérisent cette articulation : la flexion/extension et la rotation interne/externe appelée plus communément pronation/supination. Le mouvement de flexion/extension varie entre 0° et 145°. L'amplitude de pronation (respectivement supination) est de 85° (90°). La modélisation du coude respecte en général sa physiologie et comprend deux degrés de liberté en rotation, la flexion/extension et la pronation/supination (Chèze *et al.*, 1996), (Schmidt *et al.*, 1998), (Rezzoug et Gorce, 1999), (Schmidt *et al.*, 1999), (Wang, 1999), (Biryukova *et al.*, 2000), (Charlton *et al.*, 2000), (Murray et Johnson, 2000), (Rau *et al.*, 2000), (Prokopenko *et al.*, 2001), (Rab *et al.*, 2002).

2.3.1.d. Poignet

Le poignet est l'articulation distale du membre supérieur (Kapandji, 1974a), (Calais-Germain, 1984). Ce dernier peut réaliser des mouvements de flexion/extension (flexion de 85°, extension de 85°) et d'abduction/adduction (abduction de 15°, adduction de 45°). Le poignet est généralement modélisé par deux degrés de liberté : la flexion/extension et l'abduction/adduction (Chèze *et al.*, 1996), (Schmidt *et al.*, 1999), (Wang, 1999), (Rezzoug, 2000), (Rab *et al.*, 2002).

2.3.1.e. Hanche

La hanche est l'articulation proximale du membre inférieur reliant le fémur au bassin (Kapandji, 1974b), (Calais-Germain, 1984). Les mouvements de la hanche sont réalisés par une seule articulation à trois degrés de liberté : l'articulation coxo-fémorale. Les mouvements physiologiques sont la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe. La particularité de cette articulation réside dans le fait que l'amplitude de la flexion/extension dépend de la position du genou. En effet, si ce dernier est étendu, la flexion n'est que de 90° alors que s'il est fléchi, elle peut atteindre 120°. De la même manière, l'extension est de 20° si le genou est étendu et de 10° lorsque le genou est fléchi. Les amplitudes maximales de l'abduction/adduction sont respectivement de 45° et de 30°. La rotation interne de la hanche varie entre 30° et 40° tandis que la rotation externe peut atteindre 60°. La hanche est généralement modélisée par trois degrés de liberté correspondant au mouvement de flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotation interne/externe (Pandy et Anderson, 1998), (Karabinova Makki, 1999).

2.3.1.f. Genou

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur réalisant la jonction entre la cuisse et la jambe (Kapandji, 1974b), (Calais-Germain, 1984). D'un point de vue physiologique, cette articulation comporte deux degrés de liberté. Le premier est la flexion/extension. Lorsque le genou est fléchi, celui-ci peut effectuer un mouvement de rotation interne/externe. La flexion atteint 140° si la hanche est en flexion sinon 120° si la hanche est en extension. L'extension dépasse rarement 0°. La rotation externe et la rotation interne présentent respectivement une variation angulaire de 40° et de 30°. En biomécanique, le genou est généralement modélisé par deux degrés de liberté représentant les mouvements de flexion/extension et de rotation interne/externe (Karabinova Makki, 1999). Néanmoins, Guiraud *et al.* (2003) assimilent le genou à une articulation à un degré de liberté en rotation pour contrôler le mouvement du membre inférieur paralysé sous stimulation électrique.

2.3.1.g. Cheville

La cheville est l'articulation distale du membre inférieur (Kapandji, 1974b), (Calais-Germain, 1984). Elle conditionne les mouvements de la jambe par rapport au pied. L'amplitude de la flexion est de 20° à 30°. L'extension est plus importante et peut atteindre 30° à 50°. En plus des mouvements de flexion/extension, le pied peut effectuer des mouvements d'abduction/adduction d'amplitude de 35° à 45°. La cheville est généralement modélisée par deux degrés de liberté représentant les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction (Dul et Johnson, 1985), (van den Bogert *et al.*, 1994), (Pandy et Anderson, 1998), (Karabinova Makki, 1999).

2.3.2. Détermination des centres articulaires du modèle squelettique

2.3.2.a. Centre articulaire de l'articulation principale de l'épaule

En biomécanique, le centre articulaire de l'articulation gléno-humérale est généralement estimé à partir d'équations de régression (Meskers *et al.*, 1997) ou de la méthode du « sphere fitting » (Stokdijk *et al.*, 2000).

Le centre articulaire peut être localisé, à l'aide d'équations de régression, à 7 cm en dessous d'un marqueur placé sur l'acromion (Schmidt *et al.*, 1999). Rab *et al.* (2002) le positionnent au contraire en fonction de la distance séparant les deux acromions. L'offset entre l'acromion et le centre articulaire est égal à 17% de cette distance.

D'autres auteurs tels que Wang *et al.* (1998), Biryukova *et al.* (2000), Veeger (2000) et Prokopenko *et al.* (2001) retiennent la méthode du « sphere fitting ». Cette méthode détermine le centre articulaire comme étant le centre de rotation de sphères décrites par des marqueurs apposés sur le bras lors de mouvements de rotation. Veeger (2000) valide cette méthode sur les cadavres et conclut que la méthode du « sphere fitting » peut être appliquée pour l'estimation du centre articulaire de l'articulation gléno-humérale.

Plusieurs algorithmes tels que ceux Gamage et Lasenby (2002) ou de Halvorsen *et al.* (1999) existent pour l'estimation du centre articulaire par la méthode du « sphere fitting ». Dans les travaux de Gamage et Lasenby (2002), les auteurs supposent que les marqueurs durant les mouvements de rotation sont à une distance constante du centre de rotation. La méthode proposée par Halvorsen *et al.* (1999) repose sur une relation géométrique entre la position des marqueurs sur le bras à deux instants différents. La droite passant par le même marqueur à deux instants différents est perpendiculaire à la droite passant par le centre articulaire et le milieu du segment défini par les 2 points. Cereatti *et al.* (2004) montrent dans leurs travaux que la fonction objective de Gamage et Lasenby (2002) est équivalente à celle de Halvorsen *et al.* (1999). La seule différence entre les 2 méthodes est le nombre d'opérations (inférieur pour le premier algorithme).

2.3.2.b. Coude

Le centre articulaire du coude est classiquement défini au milieu du segment défini par l'épicondyle et l'épitrachée (Schmidt *et al.*, 1998), (Schmidt *et al.*, 1999), (Rau *et al.*, 2000), (Roux, 2002) (figure 1.5). Néanmoins, Rab *et al.* (2002) définissent le centre articulaire du coude en fonction de l'olécrane. La première méthode est la plus utilisée par les biomécaniciens.

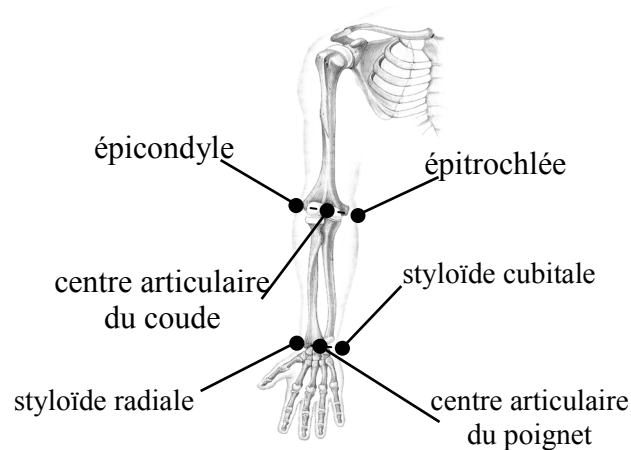


Figure 1.5 : centre articulaire du coude et du poignet.

2.3.2.c. Poignet

Deux approches permettent généralement de déterminer le centre articulaire du poignet, soit par une approche « anatomique » en le définissant comme étant le milieu du segment styloïde radiale - styloïde cubitale (figure 1.5) (Schmidt *et al.*, 1998), (Schmidt *et al.*, 1999), (Rau *et al.*, 2000), (Rab *et al.*, 2002) ou soit en utilisant la méthode du « sphere fitting » (Chèze *et al.*, 1996), (O'Brien *et al.*, 2000). Cette dernière méthode est plus appropriée pour la détermination des axes anatomiques du poignet (Roux, 2002).

2.3.2.d. Hanche

Le centre articulaire de la hanche peut également être estimé par des équations de régression ou par la méthode du « sphere fitting » (Wu *et al.*, 2002). Les équations de régression couramment utilisées par la communauté biomécanicienne sont celles de Bell *et al.* (1990), Davis *et al.* (1991) et Seidel *et al.* (1995). Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.I.1 pour le détail de ces équations.

L'objectif de la méthode du « sphere fitting » est le même que pour l'épaule : trouver le centre de rotation de sphères décrites par des marqueurs apposés sur la cuisse durant des mouvements de rotation (Leardini *et al.*, 1999), (Piazza *et al.*, 2001). Les mêmes algorithmes que ceux développés pour l'estimation du centre de l'articulation gléno-humérale sont utilisés pour l'estimation du centre de la hanche.

Leardini *et al.* (1999) montrent que pour les équations de régression, l'erreur varie entre 25 et 30 mm. L'erreur est de 13 mm en moyenne pour la méthode du « sphere fitting ». Néanmoins, la méthode du « sphere fitting » ne peut être retenue pour des personnes âgées ou handicapées. En effet, le fait de réduire le mouvement de la hanche de 30° à 15° augmente fortement l'erreur d'estimation du centre articulaire (Piazza *et al.*, 2001), (Piazza *et al.*, 2004).

2.3.2.e. Genou et cheville

Le centre articulaire du genou est généralement estimé au milieu du segment défini par le condyle interne et externe (figure 1.6). Le centre articulaire de la cheville est habituellement estimé au milieu du segment défini par la malléole interne et externe (figure 1.6). Nous renvoyons à ce sujet le lecteur à l'article de Cappozzo *et al.* (1995).

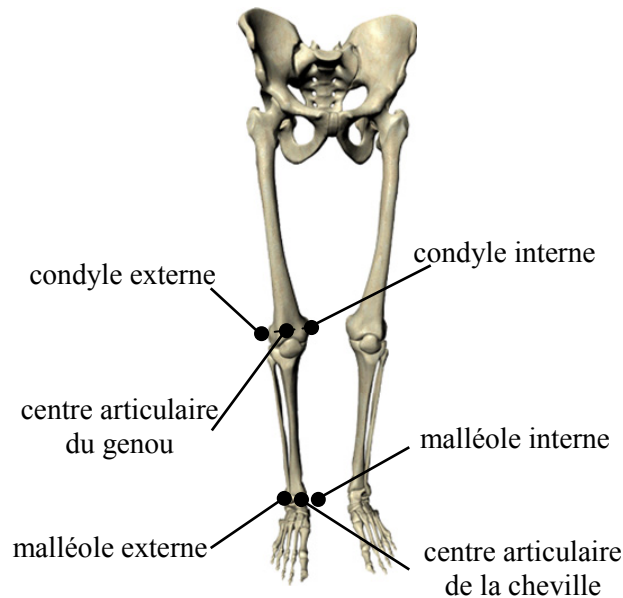


Figure 1.6 : centre articulaire du genou et de la cheville.

2.3.3. Conclusion

Ce paragraphe a présenté les principales articulations d'un modèle squelettique : « le rachis », le complexe articulaire de l'épaule, le coude, le poignet, la hanche, le genou et la cheville. Le biomécanicien, dans une approche multi-corps rigides, peut 1) supposer en première approximation le rachis rigide ou 2) plus avantageusement le décomposer en 2 ou 3 parties. La principale articulation du complexe articulaire de l'épaule est l'articulation gléno-humérale. Cette articulation, comme la hanche, est souvent modélisée par 3 degrés de liberté en rotation. A contrario, le coude, le poignet, le genou et la cheville sont habituellement modélisés par 2 degrés de liberté en rotation. La définition du modèle squelettique demande d'une part, d'allouer le nombre suffisant de degrés de liberté au modèle et d'autre part, de dimensionner chaque segment corporel. Le calcul des longueurs segmentaires nécessite alors la détermination des centres articulaires. Comparée aux équations de régression, la méthode du « sphere fitting » montre une plus grande précision dans l'estimation du centre articulaire de la hanche et de l'articulation gléno-humérale. Enfin, le centre articulaire du genou, de la cheville, du coude et du poignet est habituellement défini comme étant le milieu du segment défini par les faces internes et externes de l'articulation.

Qu'il s'agisse de renseigner la position des centres articulaires (et donc les longueurs segmentaires) ou qu'il s'agisse de calculer les angles articulaires pour acquérir une meilleure connaissance du mouvement (cf. chapitre 1, §3.1), l'expérimentation est nécessaire. Le paragraphe suivant introduit les outils de mesure couramment retenus par le biomécanicien pour obtenir ces informations.

2.4. Les outils de mesure du mouvement en biomécanique

En biomécanique, trois types d'enregistrement peuvent être réalisés : l'enregistrement de la cinématique du mouvement, l'enregistrement des forces de réaction et l'enregistrement des activités musculaires. Dans le cadre des travaux rapportés, seuls les techniques de mesure cinématique : goniomètres, accéléromètres ou systèmes de capture du mouvement sont présentés (Viel, 2000).

2.4.1. Goniomètres

Les goniomètres sont des appareils de mesure de l'amplitude articulaire. Placés aux niveaux des articulations, ils fournissent des signaux électriques correspondant aux angles mesurés (Whittle, 1991). Par exemple, ils sont utilisés en aviron pour renseigner l'entraîneur, en temps réel, sur la cinématique du rameur (Hawkins, 2000) ou pour analyser le geste sportif comme en golf (Teu *et al.*, 2005). Ils peuvent être également utilisés en rééducation fonctionnelle pour comparer les amplitudes articulaires du genou avant et après opération pour des sujets ayant subi une arthroplastie* du genou (Myles *et al.*, 2002). Cependant, l'utilisation des goniomètres n'est pas pratique. En effet, les fils d'alimentation peuvent gêner le sujet dans son mouvement.

2.4.2. Accéléromètres

Les accéléromètres permettent de mesurer directement l'accélération d'un point particulier du corps humain (Moris, 1973). Légers et positionnés sur le sujet, ils peuvent mesurer jusqu'à 200 fois l'accélération de la gravité. Deux types d'accéléromètre sont généralement utilisés : les uni-axiaux (mesurent une seule composante) et les tri-axiaux (mesurent les trois composantes). Par intégrations successives, la vitesse et la position peuvent être calculées. L'erreur est moins importante par mesure de l'accélération que par calcul en différenciant la position. Cependant, les accéléromètres sont très sensibles aux bruits provenant des vibrations (Allard et Blanchi, 2000), (Viel, 2000).

2.4.3. Systèmes de capture du mouvement

2.4.3.a. Systèmes magnétiques

Les systèmes magnétiques se composent d'un émetteur et de plusieurs récepteurs. L'émetteur génère trois champs magnétiques dans son voisinage suivant trois axes orthogonaux. Chaque récepteur possède trois bobines orthogonales qui leur permettent de mesurer le champ induit par chaque bobine. Ces récepteurs sont placés sur le corps du sujet et délivrent leurs positions et leurs orientations. Ces récepteurs sont reliés par des fils à l'émetteur (Molet, 1998). L'avantage des systèmes magnétiques est qu'ils fournissent directement la position et l'orientation des récepteurs et qu'il n'y a aucune occultation des récepteurs. Néanmoins, l'alimentation des récepteurs par des fils peut gêner le sujet dans l'exécution de son mouvement et la zone d'acquisition est assez faible. Une phase de traitement est en plus nécessaire pour retrouver les centres articulaires (Ménardais, 2003).

2.4.3.b. Systèmes optoélectroniques

Les premiers travaux relatifs à la mesure du mouvement sont apparus à la fin du 19^{ème} siècle grâce aux travaux sur la chronophotographie réalisés par Marey et Demeny (1885). C'est à partir de 1895 que Braun et Fisher réalisent la première analyse tridimensionnelle du mouvement (Allard et Blanchi, 1999), (Allard et Blanchi, 2000). Les premiers systèmes vidéo de mesure tridimensionnelle du mouvement ont été commercialisés dans les années 80. De nos jours, l'enregistrement de la cinématique du mouvement peut être réalisé grâce aux systèmes optoélectroniques. Ces systèmes enregistrent, après traitement, la position 3D de marqueurs positionnés sur le sujet. Deux catégories de systèmes existent : les systèmes à :

- marqueurs actifs (ex. Selspot, Watsmart, Optotrak). Ces systèmes utilisent des caméras infrarouges pour enregistrer la position de diodes émettrices de lumière (LED) placées sur des points anatomiques particuliers. Les marqueurs sont alimentés par des fils, ce qui peut gêner l'individu dans l'exécution de mouvements complexes. La vitesse d'acquisition peut atteindre 300 Hz avec une précision d'environ 0.1 mm.
- marqueurs passifs (ex. Vicon, Elite, Motion Analysis). Cette technologie utilise des marqueurs recouverts de Scotch-Lite. Ils ont la propriété de renvoyer la lumière infrarouge des caméras sous l'angle incident. La fréquence d'acquisition varie le plus souvent entre 50 et 240 Hz. Les coordonnées tridimensionnelles de chaque marqueur sont obtenues par une méthode de triangulation (algorithme appelé Direct Linear Transformation) (Abdel-Aziz et Karara, 1971). La reconstruction tridimensionnelle d'un

marqueur n'est possible que si celui-ci est vu par au moins deux caméras. La précision de ces systèmes est théoriquement d'environ 1 mm. Les occultations de marqueurs (positions manquantes des marqueurs) peuvent cependant poser des problèmes lors de la phase de reconstruction. Les systèmes optoélectroniques tels que Vicon ou Motion Analysis permettent d'enregistrer un nombre illimité de marqueurs. Malgré un nombre important de marqueurs posés sur la peau de l'individu, ceux-ci ne gênent pas le sujet dans l'exécution de son mouvement.

Néanmoins, indépendamment du système optoélectronique, des erreurs sont induites lors de la mesure. Selon Cappozzo *et al.* (1996), elles se décomposent en deux catégories : les erreurs liées aux systèmes de mesure et les erreurs liées aux conditions expérimentales.

2.4.3.c. Erreurs expérimentales liées aux systèmes optoélectroniques

Les erreurs expérimentales liées aux systèmes de mesure proviennent de la résolution des caméras, de la qualité de la calibration du volume de mesure, des algorithmes de calcul du centroïde des marqueurs (Chiari *et al.*, 2005). Dans ces travaux, Richards (1999) propose un dispositif expérimental pour évaluer la précision des systèmes de mesure de type optoélectronique. Le dispositif proposé permet de générer un mouvement de rotation de plusieurs marqueurs enregistrés par 7 caméras à 60 Hz. Le dispositif est présenté, à titre indicatif, sur la figure 1.7.

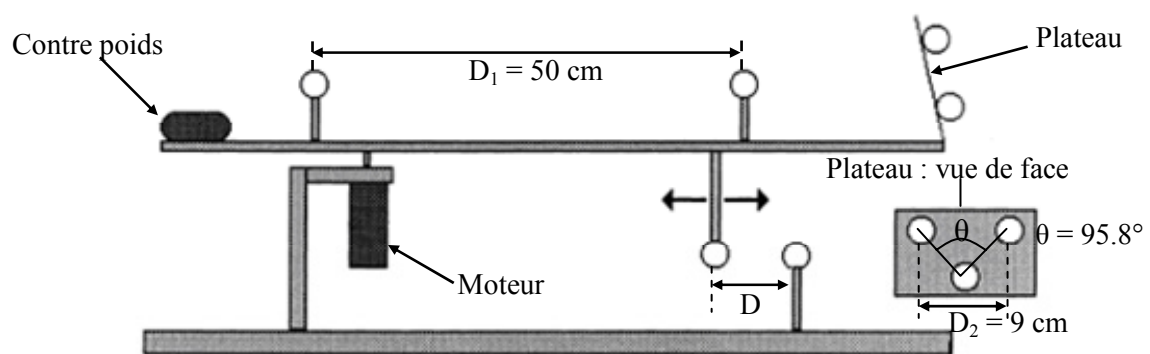


Figure 1.7 : dispositif expérimental pour évaluer des erreurs de mesure (Richards, 1999).

Les systèmes de mesure évalués sont : APAS (Ariel), CODA (Charnwood), ElitePlus (BTS), HiRes (Motion Analysis), Optotrak (Northern Digital), Motus (Peak Perform.), ProReflex (Qualisys), Imperial (Skill Technol), Vicon 370 (Vicon). Les distances D_1 , D_2 , D et l'angle θ sont mesurés puis comparés. Les résultats obtenus soulignent la bonne précision de deux systèmes : Vicon 370 (VICONPEAK) et HiRes (Motion Analysis) (tableau 1.2).

Distance	Distance mesurée (mm)		Erreur RMS (mm)		Erreur maximale(mm)	
	Vicon 370	HiRes	Vicon 370	HiRes	Vicon 370	HiRes
D1 (500 mm)	499.53	497.96	0.62	0.59	1.83	1.83
D2 (90 mm)	89.80	90.57	1.29	1.49	5.57	5.99
d (0 à 50 mm)	NC	NC	0.47 à 1.83	0.78 à 0.91	1.28 à 17.25	3.68 à 5.51
Angle	Angle mesuré (°)		Erreur RMS (°)		Erreur maximale (°)	
	Vicon 370	Hires	Vicon 370	HiRes	Vicon 370	HiRes
α (95.8°)	95.543	95.798	1.421	1.761	4.632	6.284

Tableau 1.2 : précision des systèmes Vicon 370 et HiRes (Richards, 1999).

2.4.3.d. Erreurs expérimentales liées aux conditions expérimentales

La communauté scientifique s'accorde sur le fait que trois types d'erreur découlent des conditions expérimentales : les erreurs liées à l'expérimentateur, la perte de marqueurs et le déplacement relatif des marqueurs par rapport au squelette.

Dans ce contexte, Gorton *et al.* (2001) mettent en évidence les paramètres qui influencent le calcul des amplitudes articulaires du membre inférieur droit lors de la phase d'appui de la marche. Un même sujet a subi une analyse de la marche dans 12 laboratoires différents équipés de systèmes optoélectroniques de type Vicon ou Motion Analysis. Les résultats montrent que l'expérimentateur est un des paramètres qui engendrent le plus de variabilité dans le calcul des angles articulaires, en particulier pour l'angle de rotation de la hanche (moyenne : -5° , écart type : 7.3° , étendue : 28.3°).

Par ailleurs, sur un système optoélectronique, chaque marqueur doit être au moins vu par 2 caméras pour calculer sa position tridimensionnelle. Cette contrainte, lors de mouvement complexe, conduit à ne pas pouvoir reconstruire certains marqueurs. Pour remédier à ce problème, les biomécaniciens utilisent des techniques d'interpolation pour calculer les valeurs manquantes des trajectoires. La méthode la plus simple utilise la position et la vitesse du marqueur occulté aux instants précédents. Ménardais et Multon (2001) prennent en plus en considération les distances entre le marqueur masqué et des marqueurs proches comme des courbes à interpoler. Une autre technique consiste à utiliser une pré-expérimentation dans laquelle le marqueur (qui est masqué) est exprimé à l'aide d'autres marqueurs (Gillet, 2004).

L'erreur liée au déplacement relatif des marqueurs par rapport au squelette est due aux mouvements des masses molles et de la peau. Dans ses travaux, Cappozzo *et al.* (1996) montrent que l'erreur de position des marqueurs approche 40 mm pour le membre inférieur. Ils soulignent par ailleurs l'importance du glissement de peau au niveau des articulations. L'erreur d'orientation du fémur est de 6° à 28° en fonction du mouvement réalisé tandis que celle du tibia est de 4° à 10° .

Enfin, les données enregistrées sont généralement filtrées ou lissées afin de limiter les erreurs expérimentales dues aux systèmes de mesure et aux conditions

expérimentales (Allard *et al.*, 1990). En biomécanique, le filtre de Butterworth est couramment retenu pour filtrer les données.

2.4.4. Conclusion

Les goniomètres, les accéléromètres, les systèmes magnétiques et les systèmes optoélectroniques sont des outils de mesure couramment utilisés pour enregistrer le mouvement humain. Dans le domaine de la biomécanique, les systèmes optoélectroniques constituent la solution la plus prisée. Ils se déclinent en deux catégories : les systèmes à marqueurs passifs et les systèmes à marqueurs actifs. Les systèmes à marqueurs passifs (Vicon ou Motion Analysis pour les plus précis) ont l'avantage de limiter la gêne chez le sujet. Toutefois, l'utilisation de ces systèmes conduit à des erreurs liées aux principes mêmes de la mesure, mais également aux conditions expérimentales. Pour limiter ces erreurs, un seul expérimentateur doit positionner les marqueurs. Il est d'ailleurs recommandé de rechercher la position des caméras pour limiter au maximum les pertes de marqueurs et de positionner ces derniers à des endroits présentant de faible mobilité de peau. Malgré toutes ces précautions, le biomécanicien est souvent amené à interpoler ou à estimer (ex. à l'aide de marqueurs visibles) les données manquantes et à filtrer/lisser les données mesurées.

2.5. Conclusion

La modélisation cinématique de l'homme a été présentée dans cette partie. Les différents modèles (balistique, squelettique, musculo-squelettique) utilisés en biomécanique ont été introduits. Le modèle squelettique est apparu le mieux adapté à notre application. Il peut être plan en chaîne ouverte, plan arborescent ou tridimensionnel. Seule la structure tridimensionnelle peut représenter l'homme dans les 3 plans anatomiques. Différentes formalisations issues de la robotique existent pour modéliser les déplacements finis du modèle squelettique. La convention de Denavit et Hartenberg (1955) permet de décrire les chaînes cinématiques ouvertes. Dans l'approche multi-corps rigides, le tronc peut être supposé, en première approximation, rigide ou au contraire être représenté en 2 ou 3 parties. Le membre supérieur et le membre inférieur sont généralement modélisés par 7 degrés de liberté en rotation : 3 ddl pour la hanche et l'épaule, 2 ddl pour le genou et le coude, 2 ddl pour la cheville et le poignet. Les longueurs segmentaires sont déterminées comme étant la distance entre les centres articulaires. La méthode du « sphere fitting » apparaît la méthode à retenir pour estimer le centre articulaire de la hanche et de l'articulation gléno-humérale (l'articulation principale de l'épaule). Le centre articulaire du genou, de la cheville, du coude et du poignet est estimé au milieu du segment défini par les faces internes et externes de l'articulation. Pour renseigner ces données, le biomécanicien a recours à l'expérimentation. Celle-ci peut être réalisée avantageusement à l'aide de systèmes optoélectroniques de type Vicon. Néanmoins, l'utilisation de tels outils conduit à des erreurs instrumentales et

expérimentales qu'il est nécessaire de minimiser. Dans cet optique, 1) le positionnement des marqueurs par un seul expérimentateur, 2) la recherche d'une position des caméras limitant la perte des marqueurs et 3) le positionnement des marqueurs sur des surfaces corporelles présentant peu de mobilité de la peau doivent être considérés. Néanmoins, malgré toutes ces précautions, le biomécanicien est souvent amené à interpoler ou à estimer les marqueurs manquants, mais aussi à filtrer/lisser les données mesurées.

3. SIMULATION DES MOUVEMENTS HUMAINS

La simulation du mouvement humain consiste à générer numériquement le mouvement que ferait l'être humain dans des conditions similaires. Elle nécessite d'« animer » un modèle squelettique de l'homme à l'aide de données connues, calculées ou prédites. En d'autres termes, la simulation demande de déterminer la commande permettant au modèle squelettique l'exécution d'un mouvement sous certaines conditions. Dans le cas présent, c'est-à-dire si l'on se limite aux aspects cinématiques du mouvement, il s'agit d'identifier l'évolution des angles articulaires satisfaisant la tâche à simuler.

Une première étape consiste à acquérir une bonne connaissance de l'organisation de ce mouvement. Le premier paragraphe présente l'estimation des angles articulaires en biomécanique. Quelques notions concernant l'analyse des mouvements humains sont alors introduites. L'objectif recherché est alors de mieux comprendre le mouvement, d'identifier des invariants du mouvement, des stratégies, Ces informations sont essentielles pour simuler le mouvement pour d'autres conditions (ex. sujet de dimensions différentes, variation de l'environnement).

Les paragraphes suivants présentent des méthodes pour déterminer l'évolution des angles articulaires permettant l'animation du modèle squelettique pour d'autres conditions. Dans ce mémoire, elles ont été rassemblées en 2 groupes intitulés : 1) le calcul du mouvement à l'aide d'une connaissance a priori du mouvement et 2) le calcul du mouvement à partir de mouvements. Sous le premier intitulé, des postures clés ou des trajectoires (ex. des effecteurs) constituent une connaissance a priori à la simulation qu'il faut néanmoins déterminer au préalable. Sous le second intitulé sont regroupées des méthodes visant à déterminer l'évolution des angles articulaires à partir de mouvements enregistrés.

3.1. Calcul et analyse des angles articulaires du modèle squelettique

Une première étape consiste à mieux comprendre l'organisation du mouvement. L'objet de ce paragraphe est d'explicitier les principales techniques utilisées en biomécanique pour estimer les angles articulaires :

- la rotation globale autour d'un axe spatial (Woltring *et al.*, 1983), (Dimnet et Guingand, 1984), (Blankevoort *et al.*, 1990), (Woltring *et al.*, 1995).
- les rotations élémentaires autour d'axes mobiles (Spoor et Veldpaus, 1980), (Grood et Suntay, 1983).

3.1.1. Rotation globale autour d'un axe spatial

Le calcul des angles s'appuie sur le principe que le déplacement d'un segment corporel entre deux positions P_1 et P_2 peut se définir par une rotation θ et une translation t par rapport et suivant un axe unique. Cet axe est appelé axe de vissage ou axe hélicoïdal. L'axe de vissage est défini par un point I appartenant à l'axe du mouvement Δ et un vecteur directeur unitaire n (figure 1.8).

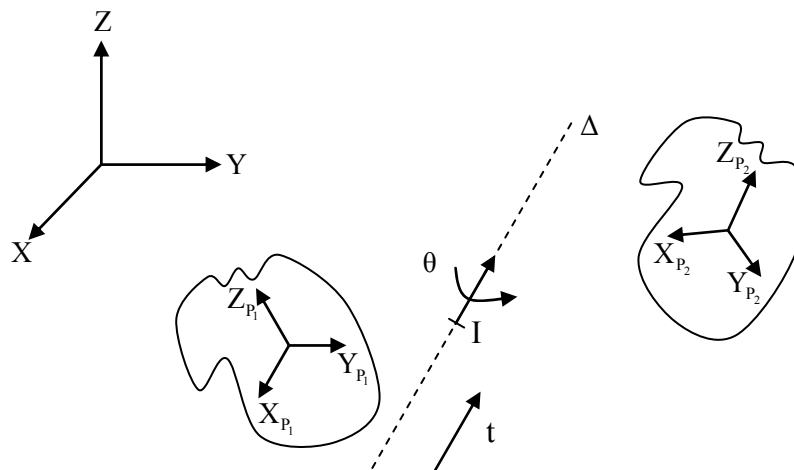


Figure 1.8 : rotation globale d'un solide autour un axe spatial.

Le calcul de cette méthode est simple. Cette méthode est théoriquement applicable au déplacement d'un seul solide. Elle ne peut être appliquée pour définir le déplacement relatif entre deux solides ou segments distincts. L'interprétation des angles au cours du mouvement n'est significative que si l'axe Δ correspond à un axe fonctionnel de l'articulation.

3.1.2. Rotations élémentaires autour d'axes mobiles

L'orientation d'un corps par rapport à un repère fixe est exprimée grâce à une matrice de rotation R . Il est possible de quantifier de la même façon l'orientation relative entre deux repères associés à deux solides ou deux segments corporels par une matrice de rotation. Cette dernière est définie comme le produit de trois rotations successives élémentaires, dans un ordre prédéfini, autour des axes d'un repère déterminé. Il s'agit de rotations planes suivant les axes du repère considéré pour la séquence des rotations (figure 1.9).

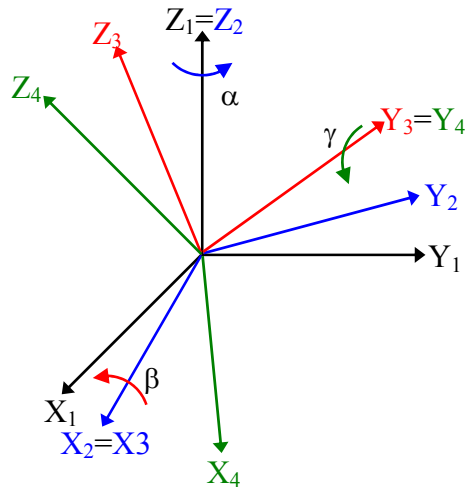


Figure 1.9 : séquence de rotation autour de trois axes.

Ce principe est à la base des deux représentations appelées angles de Cardan et angles d'Euler. Dans le premier cas, les trois matrices de rotation sont différentes alors que dans le cas des angles d'Euler la première et la dernière matrice de rotation sont identiques.

Afin de calculer les angles articulaires, un repère local est défini sur chaque segment corporel attaché à l'articulation considérée. Ces repères permettent de définir un repère lié à l'articulation. Le premier et le dernier axe de rotation sont liés aux repères des segments amont et aval. Le deuxième axe résulte du produit vectoriel des deux autres. Cet axe est appelé axe flottant car il n'est fixé à aucun des deux repères segments. Les rotations successives autour de ces trois axes correspondent à la création de la matrice de rotation globale.

Néanmoins, l'utilisation des angles d'Euler pose un problème. Celui-ci appelé « Gimbal Lock » intervient lorsque le troisième axe de rotation se retrouve, après les deux premières rotations, parallèle au premier axe de rotation juste avant le mouvement. Ceci se traduit par une indétermination du résultat de la matrice de rotation résultante. Grood et Suntay (1983) ont proposé une séquence adaptée aux degrés de liberté du genou. L'ordre choisi est la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation axiale. Afin d'éviter le problème de « Gimbal Lock », la séquence de rotation doit être adaptée à l'articulation et au mouvement.

Dans un but de comparaison des angles articulaires, l'ISB (International Society of Biomechanics) et l'ISG (International Shoulder Group) recommandent une définition bien particulière des repères locaux associés à chaque segment corporel (van der Helm, 1997), (Wu *et al.*, 2002), (Wu *et al.*, 2005).

3.1.3. Analyse du mouvement : une première étape vers la simulation

L'analyse constitue une première étape vers la simulation dans le sens où elle apporte des éléments sur le mouvement considéré (ex. la détermination d'invariants du mouvement, la mise en évidence de stratégies).

En biomécanique, les principales méthodes d'analyses statistiques se rapportent à l'Analyse en Composante Principales (ACP) et l'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples (Chau, 2001a), (Chau, 2001b).

- De nombreux travaux de recherche en biomécanique ont utilisé l'ACP. Dans un premier groupe de travaux, l'ACP est utilisée pour obtenir un nouvel espace de variables (Wootten *et al.*, 1990), (Schutte *et al.*, 2000). Un second groupe de travaux exploite l'ACP pour réduire le nombre de variables (Sadeghi *et al.*, 1997), (Olney *et al.*, 1998), (Sadeghi *et al.*, 2002), (Braido et Zhang, 2004), (Daffertshofer *et al.*, 2004). Enfin, il est à noter que l'application de l'ACP facilite l'analyse du mouvement en identifiant des variables discriminantes (Loslever *et al.*, 1994), (Deluzio *et al.*, 1997), (Sadeghi *et al.*, 1997), (Borzelli *et al.*, 1999), (Deluzio *et al.*, 1999).

- Loslever et Ranaivosoa (1993) utilisent l'AFCM afin d'identifier les facteurs de risque pouvant provoquer le syndrome du canal carpien. Bouilland et Loslever (1998) étudient le lever de charge isocinétique et évalue l'effet de la rééducation des lombalgiques par l'AFCM. Loslever *et al.* (1994) utilisent l'ACP et l'AFCM pour déterminer des instants pertinents lors du cycle de marche normale et pathologique. Loslever *et al.* (1996) étudient également la posture assise par AFCM. À l'aide d'une Classification Ascendante Hiérarchique (CAH) appliquée aux données discriminantes relevées, les auteurs mettent en évidence des classes de postures.

Loslever *et al.* (2002) soulignent que l'AFCM est capable de faire ressortir des phénomènes relationnels plus complexes que ceux susceptibles d'être mis en évidence par l'ACP. Elle permet de mettre en exergue les faits les plus pertinents d'une base de données constitués de nombreux signaux multidimensionnels.

3.1.4. Conclusion

Les angles articulaires peuvent être estimés à l'aide de la rotation globale autour d'un axe spatial ou à l'aide des rotations élémentaires autour d'axes mobiles. La deuxième technique permet de définir le déplacement relatif entre deux solides ou segments distincts. Elle nécessite néanmoins, afin d'éviter le problème de « Gimbal Lock », d'adapter la séquence de rotation en fonction de l'articulation et du mouvement. Les instances officielles (ISB et ISG) ont pour leur part défini une séquence pour chaque segment corporel.

En biomécanique, les principales méthodes d'analyses statistiques se rapportent à l'ACP (Analyse en Composante Principales) et l'AFCM (Analyse Factorielle des

Correspondances Multiples). L'AFCM semble pouvoir faire ressortir des phénomènes plus complexes. Une Classification Hiérarchique Ascendante peut alors être appliquée sur les données mises en évidence afin d'identifier des stratégies dans le mouvement considéré.

3.2. Calcul du mouvement à partir d'une connaissance a priori du mouvement

Ce premier groupe de méthodes détermine l'évolution des angles articulaires à partir d'une connaissance a priori du mouvement à simuler. Ce paragraphe n'a pas la prétention de présenter une liste exhaustive des méthodes. Il introduit le calcul de mouvements à partir de l'interpolation entre postures clés et de la cinématique inverse.

3.2.1. Interpolation entre postures clés

Le problème revient, dans ce cas, à calculer les angles de chaque articulation de la chaîne cinématique au cours du temps. Les valeurs des angles ne sont pas spécifiées à chaque instant. Mais, chaque angle articulaire est représenté par des fonctions continues par morceau. Le début et la fin de chaque fonction sont représentés par des valeurs : les postures clés. Les valeurs entre les postures clés sont calculées par interpolation. La technique d'interpolation par des splines est très employée (Kochanek et Bartels, 1984). La qualité de la simulation du mouvement dépend du choix des positions clés et des fonctions d'interpolation. De nombreux films d'animations (Toys Story, Final Fantaisie, ...) ont vu le jour en utilisant cette technique. Le calcul de mouvements par cette approche est un travail difficile car il nécessite de spécifier pour chaque posture clé la valeur des angles articulaires.

3.2.2. Cinématique inverse

Le calcul de la position et de l'orientation de l'effecteur d'une chaîne cinématique, via le Modèle Géométrique Direct, est aisé si l'on connaît les coordonnées articulaires (angles). Il donne par ailleurs une solution unique. Le problème de la cinématique inverse est au contraire plus difficile. Ce problème vise à déterminer les angles de la chaîne cinématique permettant de positionner et d'orienter l'effecteur à un endroit souhaité à partir d'une configuration donnée. La simulation demande alors dans un premier temps de définir/prédire la trajectoire et l'orientation de l'effecteur. Des méthodes analytiques et numériques permettent de résoudre le problème de cinématique inverse.

3.2.2.a. Méthodes analytiques

Les méthodes analytiques sont utilisées pour des systèmes non redondants ou faiblement redondants et pour un faible nombre de degré de libertés (Boulic et Baerlocher, 2001).

Dans le contexte de la simulation du mouvement humain, un exemple de chaîne articulaire comportant 3 segments et 7 degrés de liberté est couramment employé pour la simulation du membre inférieur ou supérieur (Korein, 1985), (Tolani et Badler, 1996), (Tolani *et al.*, 2000). L'épaule (resp. la hanche) est représentée par une liaison rotule, le coude (resp. le genou) par une liaison pivot et le poignet (resp. la cheville) par une liaison rotule. Le coude et le genou ont ici une représentation simplifiée (1 seul degré de liberté) par rapport à leur physiologie respective. Les articulations du poignet et de la cheville sont au contraire augmentées d'un degré de liberté. Cette résolution analytique consiste à (Tolani *et al.*, 2000) :

- déterminer l'angle de l'articulation du coude (resp. du genou),
- déterminer l'ensemble des intervalles valides de l'angle sur le cercle : une fois la position de l'épaule (resp. la hanche) et du poignet (resp. de la cheville) connues, le coude peut alors se déplacer sur un cercle (figure 1.10). Ce déplacement est fonction d'un angle sur ce cercle. Seuls certains intervalles de valeurs sont valides pour cet angle en fonction des butées articulaires de l'épaule (resp. la hanche) et du poignet (resp. de la cheville),
- choisir une valeur de l'angle sur le cercle afin de positionner le coude,
- calculer les angles articulaires de l'épaule (resp. la hanche) et du poignet (resp. de la cheville) en fonction de la position du coude (resp. genou).

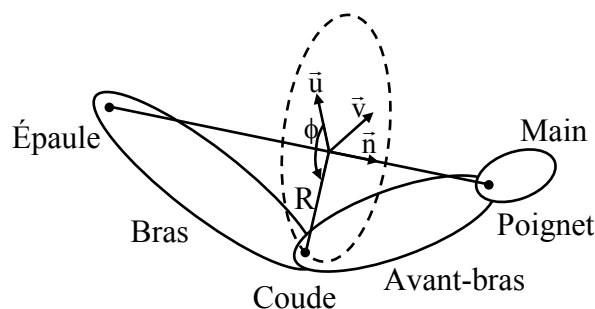


Figure 1.10 : mouvement du coude autour d'un cercle (Tolani *et al.*, 2000).

La simplicité des algorithmes permet de simuler les mouvements en temps réel. Néanmoins, la résolution analytique requiert des simplifications de la chaîne cinématique.

3.2.2.b. Méthodes numériques

Les méthodes numériques permettent de résoudre le problème de cinématique inverse pour des chaînes cinématiques très redondantes. Elles utilisent des algorithmes itératifs qui convergent vers une solution à partir d'un état initial.

- *Inversion de la matrice jacobienne J*

La position et l'orientation X de l'effecteur de la chaîne cinématique sont obtenues via le Modèle Géométrique Direct :

$$X = f(q) \quad (1.1)$$

avec q les angles articulaires.

Comme la fonction f du modèle géométrique direct est non linéaire, une approche consiste à linéariser le modèle géométrique direct autour de la position courante de l'effecteur. Ceci s'effectue en différentiant le modèle géométrique direct par rapport au temps. On obtient :

$$\dot{X} = J\dot{q} \quad (1.2)$$

où J est la matrice jacobienne qui exprime les vitesses de l'effecteur en fonction des vitesses articulaires et $J_{i,j} = \frac{\partial f_i}{\partial q_j}$. L'équation 1.2 représente le Modèle

Cinématique Direct. L'obtention du Modèle Cinématique Inverse consiste alors à inverser le modèle cinématique direct :

$$\dot{q} = J^{-1}\dot{X} \quad (1.3)$$

Cette équation est résolue en prenant l'inverse de J si la matrice jacobienne est carrée et non singulière. Dans le cas de systèmes redondants ($\dim(q) > \dim(X)$), la matrice J est non inversible. L'inverse généralisée de Moore-Penrose (Penrose, 1955) ou pseudo-inverse, notée J^+ , permet d'inverser la matrice J et a pour expression : $J^+ = J^T (JJ^T)^{-1}$.

L'équation de la cinématique inverse s'écrit alors : $\dot{q} = J^+\dot{X}$. Cette équation donne une solution satisfaisant le positionnement de l'effecteur de la chaîne cinématique. À cette solution, dite solution particulière, est ajoutée une solution homogène permettant de satisfaire des contraintes telles que l'éloignement des butées articulaires, la répartition des efforts aux articulations ou l'évitement des configurations singulières (Liegeois, 1977). Cette solution homogène appartient au noyau de J et optimise la position articulaire sans modifier la valeur de X . La solution générale du système s'écrit :

$$\dot{q} = J^+\dot{X} + (I - J^+J)Z \quad (1.4)$$

où I est la matrice identité et $Z = \alpha \nabla \phi$ avec $\nabla \phi$ le gradient du critère d'optimisation ϕ et α une constante permettant de gérer la vitesse du critère d'optimisation. Parmi les critères d'optimisation couramment employés, on peut citer : l'éloignement des butées articulaires (Fournier, 1980), (Klein et Huang, 1983), (Girard et Maciejewski, 1985), (Jung *et al.*, 1995), (Lepoutre, 1993), la minimisation des couples articulaires (Lepoutre, 1993), la minimisation des efforts musculaires, la minimisation de l'écart de posture par rapport à un mouvement d'origine (Choi et Ko, 2000), le maintien de l'équilibre (Boulic *et al.*, 1996).

La pseudo-inverse semble être l'approche retenue majoritairement pour la simulation des mouvements humains. Les angles articulaires calculés souffrent néanmoins bien souvent de validation. Par ailleurs, le choix du critère d'optimisation n'est pas simple car

il présuppose que le mouvement se réalise selon ce critère. Ce qui peut devenir un contre sens si le mouvement résulte aussi d'un critère dynamique (ex. la minimisation de l'inconfort).

- *Transposée de la matrice jacobienne J*

La méthode de la transposée de la matrice jacobienne a été introduite par Wolovich et Elliot (1984). Elle diffère de la méthode de la pseudo-inverse par le fait que la transposée de J est utilisée à la place de la pseudo-inverse.

Considérons une force externe F appliquée à l'effecteur d'une chaîne cinématique. Basée sur les travaux virtuels (Paul, 1981), une relation existe entre la force F et le vecteur des forces internes τ : $\tau = J^T F$. Si X est la position courante et X_d la position désirée, l'erreur de position est $e = X - X_d$. Cette erreur de position peut être considérée comme la force F amenant l'effecteur à la position désirée. Le vecteur des forces internes peut être exprimé en fonction de l'accélération angulaire \ddot{q} ou de la vitesse angulaire \dot{q} (Novakovic et Nemeč, 1990). Seule la vitesse angulaire \dot{q} est considérée dans cette méthode, l'accélération angulaire sera utilisée dans le cadre de la simulation dynamique. L'équation devient alors $\dot{q} = J^T e$. Une intégration d'ordre 1 permet d'obtenir les angles q positionnant l'effecteur. Cette procédure est répétée jusqu'à ce que l'effecteur atteigne la position désirée (figure 1.11).

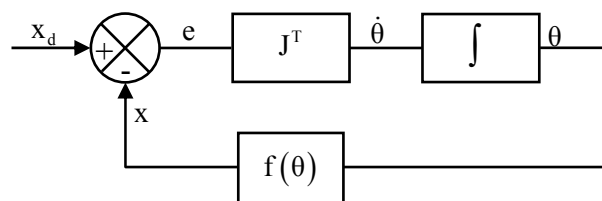


Figure 1.11 : schéma de la transposée de la jacobienne.

La transposée de la jacobienne est employée par Lebourque (1998) et par Rezzoug (2000) respectivement pour la génération de gestes naturels de la main dans le cadre du langage des signes et pour la manipulation d'objets. Le principal avantage de cette méthode est qu'il n'est pas nécessaire d'inverser la matrice jacobienne. L'algorithme itère jusqu'à ce que l'erreur souhaitée entre la position désirée et la position courante soit atteinte. L'algorithme nécessite donc de définir l'erreur. Au voisinage de la solution, des oscillations peuvent néanmoins apparaître et impliquer une divergence du système.

- *Optimisation non linéaire*

Une approche différente pour résoudre le problème de cinématique inverse, et d'éviter le calcul de la matrice jacobienne et/ou son inversion, est de transformer le problème de cinématique inverse en un problème d'optimisation non linéaire. La résolution du problème de cinématique inverse se traduit par la minimisation de la distance entre la position désirée X_d et la position courante X de l'effecteur : $E(q) = (X_d - X)^2 = (X_d - f(q))^2$ (Welman,

1993). Cette optimisation permet de positionner l'effecteur à la position désirée. Les butées articulaires peuvent être ajoutées comme contraintes à cette fonction objectif. Le système

s'écrit alors sous la forme : $\min (X_d - f(q))^2$. Il est facile d'ajouter des contraintes sous la S.C. $q_{\min} < q < q_{\max}$

forme d'inégalités. D'autres contraintes, telles que le couplage articulaire des articulations distales et proximales des doigts (Rijpkema et Girard, 1991), le couplage entre les articulations de la hanche et du genou (Kreighbaum et Barthels, 1990) peuvent être introduites. Différents algorithmes de minimisation peuvent être appliqués (méthodes de Newton, de Powell, Fletcher, ...) (Chin, 1996), avec des fonctions objectifs comprenant l'orientation (Zhao et Badler, 1994). Le principal inconvénient de l'optimisation est que la solution obtenue peut être un minimum local.

3.2.3. Conclusion

La première approche pour déterminer les angles articulaires, qui permettent à terme la simulation du mouvement humain pour de nouvelles conditions, utilise une connaissance a priori du mouvement. Les données à renseigner sont les angles articulaires. Ils sont calculés par interpolation entre des images clés qu'il faut donc tout d'abord prédire. La cinématique inverse, au contraire, détermine les angles articulaires permettant de suivre la trajectoire et l'orientation spatiale de l'effecteur. Ces dernières données sont donc à estimer pour simuler le mouvement humain pour de nouvelles conditions. La résolution de ce problème peut être menée de manière analytique ou numérique. Il semble que seule la résolution numérique peut être entreprise dans le cas de chaînes fortement redondante. La pseudo-inverse, la transposée de la jacobienne et l'optimisation non linéaire sont trois méthodes numériques. L'optimisation non linéaire évite l'inversion et la transposée de la jacobienne. L'ajout de contraintes sous forme d'inégalités, prenant en compte des aspects physiologiques, est aisé. Néanmoins, la détermination de l'optimum global n'est pas assurée.

3.3. Calcul du mouvement à partir de mouvements

Une deuxième classe de méthodes consiste à créer un nouveau mouvement à partir de mouvements mesurés. En d'autres termes, ces méthodes visent à calculer les angles articulaires, permettant de simuler le mouvement pour de nouvelles conditions, à partir des angles articulaires de mouvements connus. Pour créer un nouveau mouvement, il est alors possible soit de composer/mélanger des mouvements de référence (mesuré par exemple) ou soit de modifier un mouvement de référence.

3.3.1. Composition de mouvements

3.3.1.a. Interpolation entre 2 mouvements

L'interpolation entre 2 mouvements consiste à interpoler les paramètres des 2 mouvements pour obtenir un nouveau mouvement. Les paramètres des mouvements sont généralement issus des techniques du traitement du signal et d'images. Unuma *et al.* (1995) utilisent la décomposition en série de Fourier pour mélanger deux mouvements de marche. La décomposition en série de Fourier est utilisée car le mouvement de marche est un mouvement périodique. Le mouvement de marche est caractérisé alors par les angles articulaires décrits en série de Fourier sous la forme : $\theta_n = \alpha_0 + \sum_k \alpha_k \sin(2\pi kt + \phi_k)$. À partir de ces paramètres, il est possible de créer un nouveau mouvement en interpolant les paramètres (α_k^1, ϕ_k^1) du mouvement n°1 aux paramètres (α_k^2, ϕ_k^2) du mouvement n°2 : $\alpha_k^n = s\alpha_k^2 + (1-s)\alpha_k^1$, où s est une variable réelle compris entre 0 et 1. Bruderlin et Williams (1995) emploient un filtre multi-résolution pour représenter les paramètres du mouvement et modifient ainsi les trajectoires articulaires. Le mouvement final est complètement décrit par l'unique valeur s déterminée par essais-erreurs pour obtenir le mouvement souhaité.

3.3.1.b. Régression fonctionnelle

La méthode de régression fonctionnelle, basée sur les statistiques, est proposée par Faraway (1997), (2000). Il suppose que les angles articulaires recherchés $y(t)$ dépendent de variables x connues, telles que la position de la cible à atteindre, l'âge, l'anthropométrie du sujet, par une combinaison linéaire. Le modèle statistique s'exprime sous la forme $y(t) = x^T \beta(t) + \varepsilon(t)$. La méthode des moindres carrés est habituellement employée pour estimer le paramètre $\beta(t)$: $\hat{\beta}(t) = (X^T X)^{-1} X^T y(t)$, où X est la matrice composée des vecteurs x .

Huit mille mouvements d'atteinte enregistrés par 20 sujets au HUMOSIM (HUMAN MOTION SIMULATION laboratory) a permis de valider ce modèle basé sur la régression fonctionnelle. Le modèle prend en considération la position de la cible, la taille, le genre et l'âge du sujet et le temps mis pour atteindre la cible. Faraway (2000) montre l'écart type inter-sujet (4.93° pour l'angle de rotation latéral du tronc, 20.08° pour l'angle du bras) du modèle est proche de celui inter-sujet (4.38° et 19.64°) et valide la méthode de régression fonctionnelle. Cependant, la position de la main à la fin du mouvement ne coïncide pas avec la position de la cible à atteindre. Un écart moyen de 5 cm est observé en bout de la chaîne cinématique (Faraway, 2000). La mise en place d'un algorithme de modification de postures afin de satisfaire la position finale est alors nécessaire. Zhang (2002) propose à ce sujet un

algorithme de modification des angles articulaires permettant de satisfaire la position finale de l'effecteur de la chaîne cinématique.

Cette méthode nécessite donc un nombre très important de mouvements enregistrés. Par ailleurs, à notre connaissance, la régression fonctionnelle semble avoir été validée uniquement sur des mouvements simples comme des mouvements de pointage (Faraway, 1997), (Faraway, 2000) ou débrayage (Wang, 2002).

3.3.2. Modification de mouvements

La modification de mouvements nécessite l'extraction d'un mouvement de référence et l'adaptation du mouvement à de nouvelles conditions (ex. anthropométriques ou environnementales).

L'extraction d'un mouvement de référence de la base de mouvements s'effectue à partir de règles basées sur des descripteurs (caractéristiques du sujets, description de la position cible, durée du mouvement, stratégie du mouvement) (Park *et al.*, 2002), (Monnier, 2004). Le mouvement de référence est ensuite adapté aux nouvelles contraintes (nouvelles données anthropométriques et/ou nouvelles positions de la cible). Gleicher (1998), Gleicher et Litwinowicz (1998) utilisent des contraintes spatio-temporelles afin de modifier un mouvement de référence tout en conservant les caractéristiques dynamiques du mouvement d'origine. Choi et Ko (1999;2000) adaptent le mouvement en temps réel par cinématique inverse. La solution homogène est formulée de manière à minimiser les variations angulaires entre le mouvement de référence et le mouvement obtenu. Lee et Shin (1999) proposent une adaptation du mouvement en décomposant chaque angle articulaires en splines hiérarchiques.

Le mouvement simulé est réaliste si celui-ci est proche d'un mouvement de référence. Un indice de similarité entre le mouvement à adapter et le mouvement de référence est donc à formuler. Cette méthode nécessite alors un nombre important de mouvements enregistrés de manière à déterminer le « bon » mouvement à retenir.

3.3.3. Conclusion

La deuxième approche pour déterminer les angles articulaires rassemble la composition de mouvements et la modification d'un mouvement de référence. La composition de mouvements peut être réalisée par interpolation ou par régression fonctionnelle. La première méthode consiste à interpoler, à partir d'un unique paramètre, les paramètres angulaires de 2 mouvements de référence. Le résultat est un nouveau mouvement voisin plus ou moins des mouvements d'origine. Sa validation semble par ailleurs n'avoir été réalisée que sur la marche. La régression fonctionnelle recherche les relations linéaires liant les angles articulaires à divers paramètres (ex. âge, taille, environnement). Elle nécessite la mise en œuvre d'une grande base de mouvements. Sa validation n'est jusqu'à présent réalisée que sur des mouvements « simples » (ex. le pointage). La modification de mouvements consiste à

extraire un mouvement de la base de mouvements et à le modifier. Il ne peut être modifié que si un mouvement proche est dans la base de mouvements, ce qui impose la construction également d'une base conséquente de mouvements.

3.4. CONCLUSION

La simulation du mouvement humain consiste à générer numériquement le mouvement que ferait l'être humain dans les mêmes conditions. Elle demande d'« animer » le modèle squelettique de l'homme à l'aide de l'évolution des angles articulaires.

Une première étape nécessaire demande une bonne connaissance de l'organisation de ce mouvement et donc des angles articulaires. Pour calculer ces angles, le biomécanicien semble privilégier le calcul des rotations élémentaires autour d'axes mobiles. Cette technique permet de définir le déplacement relatif entre deux solides ou segments distincts. À ce sujet, les instances officielles (ISB et ISG) ont pour leur part bien défini la séquence de rotation pour chaque segment corporel permettant d'éviter le problème de « Gimbal Lock ». L'analyse de ces données à l'aide de méthodes statistiques, telles que l'AFCM, permet d'identifier les variables qui justifient au mieux le mouvement. La classification hiérarchique ascendante permet alors de pointer des stratégies dans le mouvement.

Une deuxième étape consiste alors à rechercher les angles articulaires pour d'autres conditions (ex. différentes tailles du sujet). Deux approches sont présentées : le calcul du mouvement à l'aide d'une connaissance a priori du mouvement et le calcul du mouvement à partir de mouvements.

Le calcul du mouvement à l'aide d'une connaissance a priori du mouvement rassemble l'interpolation entre images clés et la cinématique inverse. La cinématique inverse détermine les angles articulaires permettant de suivre la trajectoire et l'orientation spatiale de l'effecteur. Ces dernières données sont donc à estimer pour simuler le mouvement humain. La résolution de ce problème peut être menée de manière analytique ou numérique. Parmi les méthodes numériques présentées pour résoudre ce problème, l'optimisation non linéaire a l'avantage d'éviter l'inversion et la transposée de la jacobienne. L'ajout de contraintes sous forme d'inégalités, prenant en compte des aspects physiologiques, est par ailleurs facile. Cependant, la détermination de l'optimum global n'est toujours pas assurée.

Le calcul du mouvement à partir de mouvements peut être réalisé par composition de mouvements et par modification d'un mouvement de référence. La composition de mouvements référence peut être réalisée par interpolation ou par régression fonctionnelle. Ces méthodes semblent jusqu'à présent avoir été utilisées pour les mouvements de marche et de pointage. La modification de mouvements consiste à extraire un mouvement de la base de mouvements et à le modifier. Il ne peut être modifié que si un mouvement proche est dans la base de mouvements, ce qui impose la construction d'une base conséquente de mouvements.

4. CONCLUSION

La modélisation cinématique de l'homme constitue une première étape à franchir pour simuler le mouvement humain. Sa simulation consiste alors à générer numériquement le mouvement que l'être humain ferait dans les mêmes conditions. Elle demande donc d'« animer » le modèle squelettique de l'homme à partir de données connues, calculées ou prédites (les angles articulaires). L'objet de ce chapitre a été de présenter une revue de littérature concernant la modélisation cinématique de l'homme et les principales approches permettant de prédire les angles articulaires permettant son animation sous différentes conditions.

Les points essentiels et utiles à notre travail sont résumés ci-dessous.

La modélisation cinématique de l'homme a été présentée dans la première partie. La présentation des différents modèles en biomécanique a montré que le modèle squelettique était le mieux adapté à notre application. Sa structure sous forme tridimensionnelle représente l'homme dans les 3 plans anatomiques. La convention de Denavit et Hartenberg (1955) est alors introduite pour décrire les chaînes cinématiques ouvertes. Dans l'approche multi-corps rigides, le tronc peut alors être supposé en première approximation rigide. Le membre supérieur et le membre inférieur sont généralement modélisés par 7 degrés de liberté en rotation. Les longueurs segmentaires sont déterminées comme étant la distance entre les centres articulaires. La méthode du « sphere fitting » semble la méthode à retenir pour estimer le centre articulaire de la hanche et de l'articulation gléno-humérale (l'articulation principale de l'épaule). Pour renseigner ces données, le biomécanicien a recours à l'expérimentation. Celle-ci peut être réalisée avantageusement à l'aide de systèmes optoélectroniques de type Vicon. Néanmoins, l'utilisation de tels outils conduit à des erreurs instrumentales et expérimentales qu'il est nécessaire de minimiser.

La détermination des angles articulaires permettant l'animation du modèle squelettique, sous différentes conditions, a fait apparaître la nécessité dans une première étape de mieux connaître le mouvement à simuler. La communauté des biomécaniciens semble privilégier le calcul des rotations élémentaires autour d'axes mobiles pour déterminer les angles articulaires. L'AFCM (Analyse Factorielle en Composante Multiple) permet alors d'identifier les variables qui justifient au mieux le mouvement. Les stratégies dans le mouvement peuvent être mises en évidence à l'aide de la CHA (Classification Hiérarchique Ascendante). Deux approches sont présentées pour estimer les angles articulaires : le calcul du mouvement à l'aide d'une connaissance a priori du mouvement et le calcul du mouvement à partir de mouvements. Le calcul du mouvement à l'aide d'une connaissance a priori du mouvement rassemble l'interpolation entre images clés et la cinématique inverse. La cinématique inverse peut être résolue numériquement en transformant le problème en un problème d'optimisation non linéaire. Cette formulation a l'avantage d'éviter l'inversion et la transposée de la jacobienne. L'ajout de contraintes sous forme d'inégalités, prenant en compte

des aspects physiologiques, est par ailleurs facilité. La détermination de l'optimum global n'est cependant pas toujours assurée. Le calcul du mouvement à partir de mouvements peut être réalisé par composition de mouvements et par modification d'un mouvement de référence. Il semble que ces méthodes ne sont actuellement pas validés pour des mouvements autres que la marche et le pointage. Elles demandent par ailleurs pour la plupart la construction d'une grande base de mouvements.

Au regard de cette conclusion, le chapitre suivant introduit notre proposition pour simuler le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

CHAPITRE II

DÉMARCHE PROPOSÉE POUR SIMULER LE MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN VÉHICULE AUTOMOBILE

Chapitre 2 - Démarche proposée pour simuler le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile

1. INTRODUCTION

L'objectif de ce chapitre est de présenter la démarche mise en œuvre pour simuler le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Notre ambition se veut modeste et réaliste à la vue de la complexité du sujet. Nous présentons, dans la première partie, les restrictions et les hypothèses de l'étude. La deuxième partie introduit de manière synthétique l'approche qui est développée dans les parties suivantes. La troisième partie se focalise sur les outils de correction permettant de disposer de données « cohérentes » avant le travail d'analyse du mouvement. La quatrième partie présente les outils d'analyse mis en place permettant de déterminer les caractéristiques essentielles du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. La cinquième partie explicite les outils permettant de modéliser une « partie » du mouvement (trajectoires des pieds et du tronc). Enfin, la dernière partie, tirant partie de ces dernières informations, introduit des outils de simulation permettant de prédire le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

2. HYPOTHÈSES ET RESTRICTIONS DE L'ÉTUDE

La simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile est un travail ambitieux rarement engagé (cf. introduction générale). L'expérience acquise au LAMIH sur ce thème est nouvelle. Dans le cadre de cette étude, des restrictions et des hypothèses simplificatrices ont été posées de manière à « attaquer » ce problème par étape. Elles seront autant de pistes futures de recherches par ailleurs (cf. chapitre 5).

2.1. Restrictions de l'étude

Les restrictions posées permettent de borner l'étude. Elles se résument par :

- Des dimensions du véhicule fixes.
- La phase de sortie non considérée dans l'étude.
- Les causes du mouvement (forces et couples) non considérées dans l'étude : la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile donné ne s'intéresse qu'aux conséquences du mouvement (les angles articulaires).
- La tête et les membres supérieurs non pris en compte dans l'étude.
- La population ciblée ne présentant aucune altération de l'appareil locomoteur.

L'objet de l'étude vise alors à simuler le mouvement du tronc et des membres inférieurs lors de l'entrée dans un véhicule automobile donné de sujets d'anthropométrie variable ne présentant aucune altération de l'appareil locomoteur.

2.2. Hypothèses de l'étude

Les hypothèses posées ont pour objectif de simplifier la problématique. Elles résultent principalement de l'observation :

- Deux individus de même anthropométrie peuvent entrer dans un véhicule automobile avec des « stratégies » différentes.
- Pour une stratégie donnée, le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile est fonction de l'anthropométrie de l'individu.

3. SCHÉMA DE SYNTHÈSE DE LA DÉMARCHE PROPOSÉE

La démarche proposée pour simuler le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile se décline en 4 étapes (figure 2.1) :

- a. La première étape construit une base de mouvements dits cohérents (figure 2.1.a). Elle réalise la correction des mouvements mesurés d'entrée dans un véhicule automobile de manière à faire suivre aux pieds leurs trajectoires mesurées. Elle évite donc, après reconstruction du mouvement, de possibles collisions des pieds avec l'environnement qui n'auraient pas été constatées en réalité. Par suite, elle peut éviter, dans le futur, une évaluation de l'inconfort erronée.
- b. La deuxième étape correspond à l'analyse des mouvements corrigés d'entrée dans un véhicule automobile. Elle identifie et caractérise les classes de mouvements des membres inférieurs lors de l'entrée dans un véhicule (figure 2.1.b). Au terme de l'analyse, un représentant par classe est identifié et caractérisé. Ses attributs (ex. trajectoires des pieds) sont utilisés dans l'étape d pour simuler le mouvement à prédire.
- c. La troisième étape recherche, pour chaque stratégie identifiée, des relations liant certaines caractéristiques anthropométriques des sujets (adoptant une même stratégie) et les trajectoires des pieds et du tronc. Elle vise, en phase d'exploitation, à simuler cette « partie » du mouvement à prédire sur la base de la stratégie (appartenance à une classe) retenue pour le nouvel individu (figure 2.1.c).
- d. Enfin, la quatrième étape, tirant partie de ces dernières informations (ex. les angles articulaires du représentant), détermine les informations manquantes à ce stade (les angles articulaires) et simule le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile (figure 2.1.d).

Les étapes a et b n'ont aucune interaction avec l'utilisateur (du simulateur). Elles sont le résultat d'un travail a priori. Les étapes c et d exploitent les résultats des étapes précédentes et exigent également un travail a priori. Elles se différencient cependant des 2 premières car elles demandent, en phase d'exploitation, à l'utilisateur de renseigner :

- Certaines caractéristiques anthropométriques du nouveau sujet.
- La stratégie d'entrée des membres inférieurs du nouveau sujet.

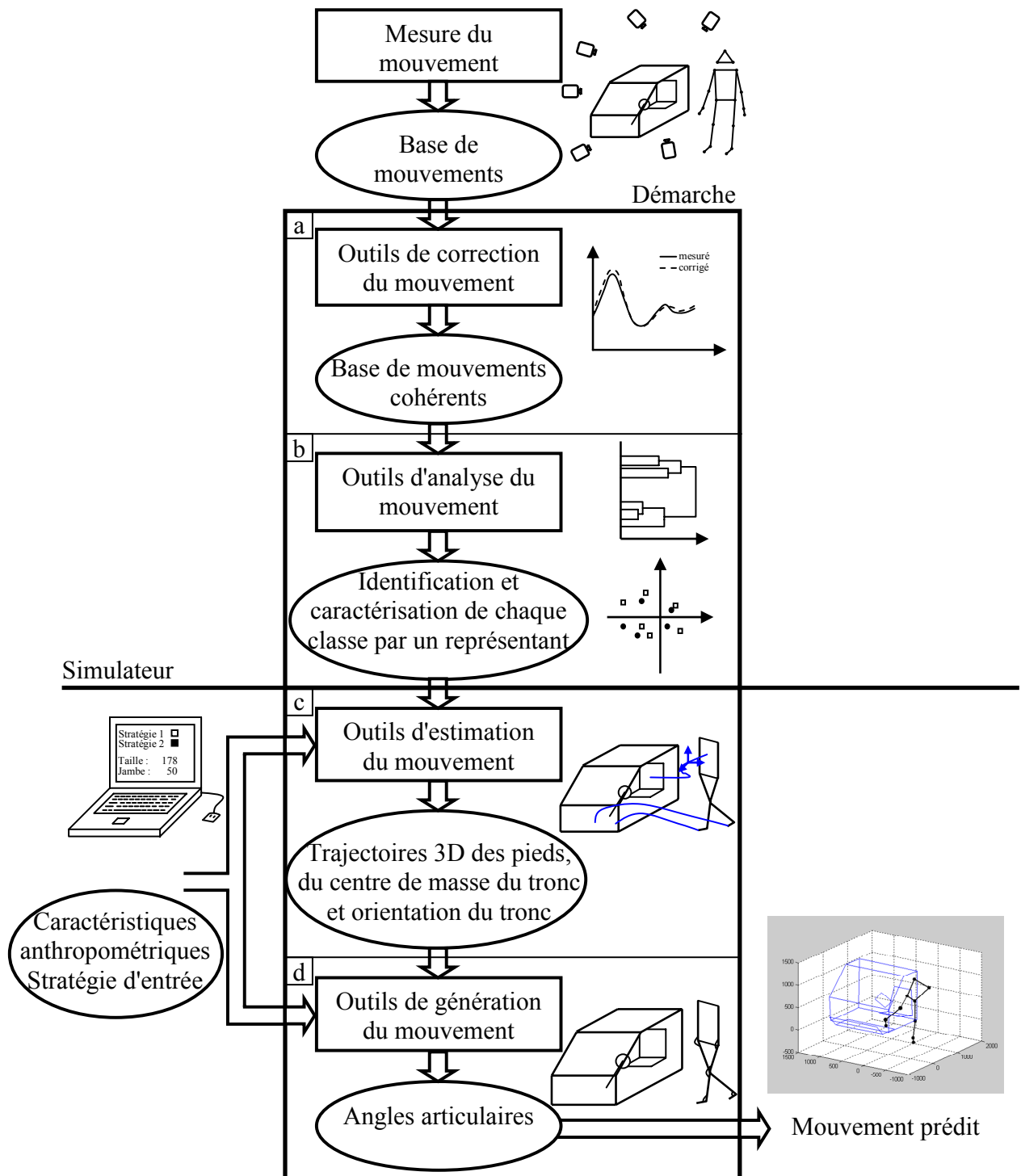


Figure 2.1 : démarche proposée pour prédire le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

La partie suivante aborde la première étape de la démarche proposée, à savoir : la construction d'une base de mouvements « cohérents ».

4. OUTILS DE CORRECTION DU MOUVEMENT MIS EN OEUVRE

Un mouvement sera dit « cohérent » si une fois injectés dans le Modèle Géométrique Direct (cf. §4.2) de l'homme les angles articulaires spécifiés permettent de retrouver les trajectoires réelles (mesurées) des pieds.

Dans ce contexte, l'objectif des outils mathématiques, présentés dans ce paragraphe, vise à construire une base de mouvements d'entrée dans un véhicule automobile cohérents avant l'étape d'analyse du mouvement. Ces outils supposent au préalable l'existence d'un modèle squelettique de l'homme.

Le premier paragraphe présente le modèle cinématique de l'homme. Le deuxième paragraphe se focalise sur le Modèle Géométrique Direct. La reconstruction des trajectoires des pieds dans un repère lié au véhicule automobile est détaillée dans le troisième paragraphe. Enfin, le quatrième paragraphe aborde les outils de correction mis en œuvre permettant d'aboutir à une base de mouvements d'entrée cohérents.

4.1. Modélisation de l'homme

4.1.1. Modèle cinématique

Le modèle biomécanique de l'homme est composé d'un corps de référence et de deux chaînes cinématiques simples ouvertes. Le corps de référence est le tronc. Les 2 chaînes cinématiques, connectées au tronc, représentent les membres inférieurs. Chaque chaîne cinématique est composée de 7 degrés de liberté de type rotoïde comme dans Pandy et Anderson (1998), Karabinova Makki (1999). Trois degrés de liberté sont alloués à la hanche, 2 degrés de liberté au genou et 2 degrés de liberté également à la cheville. La figure 2.2 présente le modèle squelettique considéré.

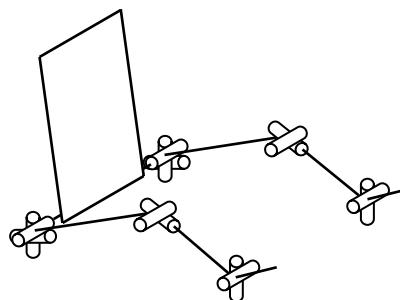


Figure 2.2 : modèle squelettique considéré.

4.1.2. Description du modèle squelettique

La convention de Denavit et Hartenberg (1955) est adoptée pour la description des 2 chaînes cinématiques ouvertes. Cette convention suppose que chaque chaîne ouverte est composée de $N+1$ corps, notés C_0, C_1, \dots, C_N . Le corps C_0 désigne la base du robot (ici le tronc) et le corps C_N porte l'organe terminal (ici le pied). Les N articulations (ici $N=7$) sont supposées idéales et relient entre elles chaque corps de la chaîne (figure 2.3). Par convention, l'articulation L_i relie le corps C_{i-1} au corps C_i .

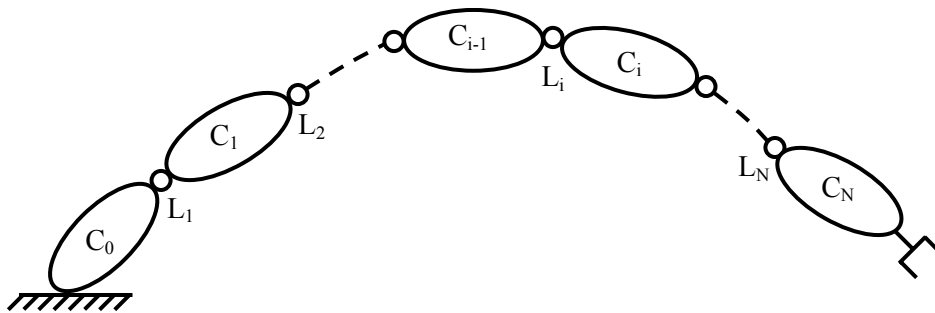


Figure 2.3 : chaîne cinématique simple ouverte.

Un repère R_i est lié à chaque corps C_i . L'axe z_{i-1} est porté par l'articulation L_i . L'axe x_{i-1} est porté par la perpendiculaire commune z_{i-1} et z_i . Le passage du repère R_{i-1} au repère R_i s'exprime en fonction de 4 paramètres : θ_i, d_i, α_i et a_i :

- θ_i : angle entre x_{i-1} et x_i , correspondant à une rotation autour de z_{i-1} ,
- d_i : distance entre x_{i-1} et x_i le long de z_{i-1} ,
- α_i : angle entre z_{i-1} et z_i , correspondant à une rotation autour de x_i ,
- a_i : distance entre z_{i-1} et z_i le long de l'axe x_i .

La figure 2.4 présente les 4 paramètres de Denavit et Hartenberg (1955).

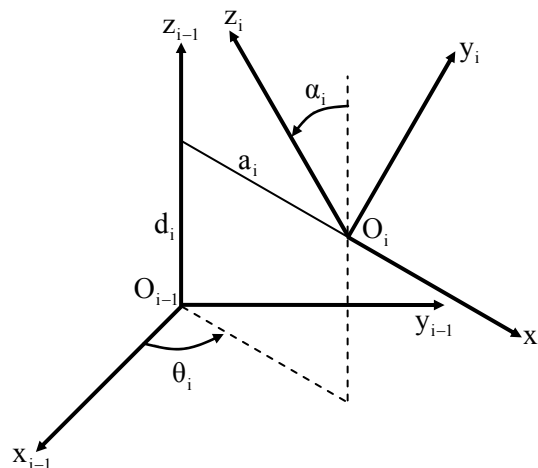


Figure 2.4 : paramètres de Denavit et Hartenberg (1955).

Le tableau 2.1 explicite les paramètres de Denavit et Hartenberg pour le modèle du membre inférieur.

i	α_i	a_i	θ_i	d_i	valeur de θ_i
1	-90°	0	θ_1	0	0
2	-90°	0	θ_2	0	-90°
3	-90°	$-L_1$	θ_3	0	-90°
4	-90°	0	θ_4	0	-90°
5	90°	0	θ_5	$-L_2$	0
6	90°	0	θ_6	0	90°
7	0	0	θ_7	L_3	0

Tableau 2.1 : paramètres de Denavit et Hartenberg (1955) pour le modèle du membre inférieur.

Les paramètres θ_1 , θ_2 et θ_3 représentent les angles de flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotation interne/externe de la hanche. Les angles θ_4 et θ_5 sont les angles de flexion/extension et de rotation interne/externe du genou. Les angles θ_6 et θ_7 représentent les angles de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville. Les longueurs L_1 , L_2 et L_3 représentent respectivement la longueur de la cuisse, de la jambe et du pied.

4.2. Modèle Géométrique Direct

Le Modèle Géométrique Direct (MGD) calcule, par définition, les coordonnées opérationnelles (position et orientation) de l'effecteur en fonction des coordonnées articulaires de la chaîne cinématique (Khalil et Dombre, 1999). Le Modèle Géométrique Direct est représenté par la matrice de transformation homogène 0T_N exprimant le repère du corps N dans le repère du corps 0.

La matrice de transformation homogène (cf. annexe A.II.1 pour une introduction aux matrices homogènes) exprimant le repère R_i dans le repère R_{i-1} est définie en fonction des paramètres de Denavit et Hartenberg par :

$${}^{i-1}T_i = \text{rot}(z, \theta_i) \times \text{trans}(z, d_i) \times \text{trans}(x, a_i) \times \text{rot}(x, \alpha_i) \quad (2.1)$$

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i & 0 & 0 \\ s\theta_i & c\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha_i & -s\alpha_i & 0 \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i c\alpha_i & s\theta_i s\alpha_i & a_i c\theta_i \\ s\theta_i & c\theta_i c\alpha_i & -c\theta_i s\alpha_i & a_i s\theta_i \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

où θ_i , α_i , d_i et a_i sont les paramètres de Denavit et Hartenberg définissant R_i dans R_{i-1} .

La multiplication des matrices de transformation homogène permet d'obtenir la position ($f(\theta)$) et l'orientation (${}^0R_N(\theta)$) du corps N par rapport au repère R_0 :

$${}^0T_N = {}^0T_1 \times {}^1T_2 \times \dots \times {}^{N-1}T_N \quad (2.4)$$

$${}^0T_N = \begin{bmatrix} {}^0R_N(\theta) & f(\theta) \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

L'ensemble de ces relations définit le Modèle Géométrique Direct.

4.3. Reconstruction de la trajectoire spatiale des pieds

La position du pied (l'effecteur ici) définie dans un repère lié au tronc est extraite, à chaque instant t , de l'équation 2.6 :

$${}^{\text{Tronc}}T_7(t) = {}^{\text{Tronc}}T_1(t) \times {}^1T_2(t) \times \dots \times {}^6T_7(t) \quad (2.6)$$

où ${}^{\text{Tronc}}T_7(t)$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère lié au corps 7 (pied) dans le repère du corps lié au tronc à l'instant t . ${}^{i-1}T_i(t)$ définit le repère du corps i par rapport au repère du corps $i-1$ à l'instant t .

La position du pied, dans un repère lié au véhicule automobile, à chaque instant t , est déterminée par l'équation 2.7 :

$${}^{\text{veh}}T_7(t) = \text{transl}({}^{\text{veh}}\text{Tronc}(t)) \times \text{rot}({}^{\text{veh}}\theta_{\text{Tronc}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{Tronc}}P) \times {}^{\text{Tronc}}T_7(t) \quad (2.7)$$

où ${}^{\text{veh}}\text{Tronc}(t)$ est la position du centre de masse du tronc dans un repère lié au véhicule à l'instant t , ${}^{\text{veh}}\theta_{\text{Tronc}}(t)$ est l'orientation spatiale du tronc par rapport au repère lié au véhicule à l'instant t et ${}^{\text{Tronc}}P$ est la position de la hanche définie dans le repère du tronc.

La reconstruction de la trajectoire spatiale des effecteurs (pieds) dans le repère lié au véhicule suppose donc connus :

- ${}^{\text{veh}}\text{Tronc}(t)$: la position tridimensionnelle du centre de masse du tronc dans le repère lié au véhicule à l'instant t .
- ${}^{\text{veh}}\theta_{\text{Tronc}}(t)$: les 3 angles décrivant l'orientation spatiale du tronc dans le repère lié au véhicule à l'instant t .
- ${}^{\text{Tronc}}P$: la position tridimensionnelle de la hanche définie dans le repère lié au tronc.

- ${}^{\text{Tronc}}T_7(t)$: la matrice de transformation homogène définissant le passage du repère lié au corps tronc au repère lié au corps 7 (pied) à l'instant t. Pour cela, chaque matrice de transformation homogène ${}^{\text{Tronc}}T_1(t)$, ${}^1T_2(t)$, ..., ${}^6T_7(t)$ doivent être calculées ou encore les matrices ${}^{\text{Tronc}}T_3(t)$, ${}^3T_5(t)$ et ${}^5T_7(t)$ où ${}^{\text{Tronc}}T_3(t)$ est la matrice de transformation homogène définissant le passage du repère du corps tronc au repère du corps 3 (cuisse), ${}^3T_5(t)$ est la matrice de transformation homogène définissant le passage du repère lié corps 3 (cuisse) au repère lié au corps 5 (jambe), et ${}^5T_7(t)$ est la matrice de transformation homogène définissant le passage du repère lié au corps 5 (jambe) au repère lié au corps 7 (pied). En d'autres termes, ceci suppose connu pour chaque segment corporel, d'une part, les 2 ou 3 angles décrivant son orientation spatiale par rapport à son segment juste proximal et, d'autre part, sa longueur segmentaire.

Le chapitre 3 revient plus amplement d'une part, sur le comment obtenir ces données et d'autre part, sur la définition du repère lié au véhicule automobile.

4.4. Correction du mouvement

4.4.1. Hypothèses

L'écart entre la trajectoire reconstruite et la trajectoire réelle (mesurée) des pieds a pour unique origine les erreurs instrumentales et expérimentales (cf. chapitre 1, §2.4.3). En d'autres termes, le modèle squelettique considéré n'est pas remis en cause dans cette étude.

Les angles articulaires permettant l'obtention d'un mouvement cohérent sont voisins des angles articulaires calculés à partir des données expérimentales. Ceci impose un calcul des angles articulaires le plus précis possible (cf. chapitre 3, §3.7).

4.4.2. Correction du mouvement

La correction du mouvement est le résultat de l'optimisation qui minimise, à chaque instant t, la distance entre la position désirée (position mesurée) X_d et la position courante X de l'effecteur :

$$\min \|X_d - X\| = \min \|X_d - f(\theta_i)\| \quad (2.8)$$

où $\|\cdot\|$ est la norme euclidienne, θ_i les angles articulaires recherchés et $f(\theta_i)$ la position courante de l'effecteur dans le repère Véhicule obtenue à l'aide du Modèle Géométrique Direct (équation 2.7). Les angles articulaires, calculés à partir des mesures expérimentales, à l'instant $t = 0$ (début de l'entrée), initialisent le processus.

Les limites articulaires sont les premières contraintes de la fonction de coût. Chaque angle articulaire est borné par une valeur minimale et une valeur maximale tirées de Kapandji (1974b) (tableau 2.2). Le problème d'optimisation s'écrit alors comme en 2.9 :

$$\begin{cases} \min \|X_d - f(\theta_i)\| \\ \text{S.C. } \theta_{\min} < \theta_i < \theta_{\max} \end{cases} \quad (2.9)$$

où θ_{\min} et θ_{\max} sont les limites articulaires de chaque angle θ_i .

Membre inférieur	Amplitude
Hanche	
Flexion/Extension	120°/20°
Abduction/Adduction	45°/30°
Rotation Interne/Externe	60°/35°
Genou	
Flexion/Extension	130°/5°
Rotation Interne/Externe	30°/40°
Cheville	
Flexion/Extension	30°/45°
Abduction/Adduction	35°/35°

Tableau 2.2 : limites articulaires du membre inférieur (Kapandji, 1974b).

Les angles recherchés se situent, par hypothèse, au voisinage des angles calculés θ_{ical} expérimentalement (cf. §4.4.1). Le problème d'optimisation s'écrit donc comme en 2.10 :

$$\begin{cases} \min \|X_d - f(\theta_i)\| \\ \text{S.C. } \theta_{\min} < \theta_i < \theta_{\max} \\ \text{S.C. } |\theta_i - \theta_{\text{ical}}| < \varepsilon_i \end{cases} \quad (2.10)$$

où ε_i est la tolérance maximale admise sur chaque angle articulaire. Ces tolérances ont été déterminées par essais et erreurs. Elles permettent à l'algorithme de minimisation de trouver une solution à chaque fois (quelque soit l'individu). Le tableau 2.3 rassemble les valeurs déterminées.

Membre inférieur	Amplitude
Hanche	
Flexion/Extension	4°
Abduction/Adduction	12°
Rotation Interne/Externe	13°
Genou	
Flexion/Extension	15°
Rotation Interne/Externe	10°
Cheville	
Flexion/Extension	10°
Abduction/Adduction	7°

Tableau 2.3 : valeur de tolérance pour chaque angle articulaire.

À chaque pas d'optimisation, la différence maximale entre deux valeurs d'angles recherchés consécutives est égale à $|\theta_{ical}(t-1) - \theta_{ical}(t)| + 2 \cdot \varepsilon_i$. Des discontinuités peuvent cependant apparaître sur les angles recherchés entre deux instants (figure 2.5).

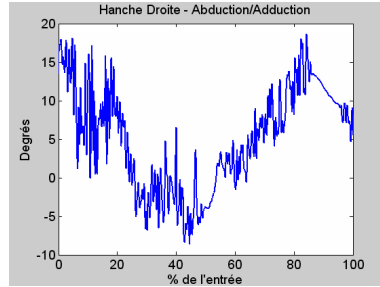


Figure 2.5 : discontinuités sur l'angle d'abduction/adduction de la hanche droite après application de l'équation 2.10.

Afin d'éviter les discontinuités sur θ_i , la variation maximale entre deux instants consécutifs de chaque angle calculé expérimentalement est prise en compte dans les contraintes. Le problème d'optimisation s'écrit finalement comme en 2.11 :

$$\begin{cases} \min \|X_d - f(\theta_i)\| \\ \text{S.C. } \theta_{imin} < \theta_i < \theta_{imax} \\ \text{S.C. } |\theta_i - \theta_{ical}| < \varepsilon_i \\ \text{S.C. } |\theta_i(t-1) - \theta_i(t)| < V_i \end{cases} \quad (2.11)$$

où V_i la variation maximale de chaque angle θ_{ical} (tableau 2.4).

Membre inférieur	Variation
Hanche	
Flexion/Extension	4°
Abduction/Adduction	3.5°
Rotation Interne/Externe	6°
Genou	
Flexion/Extension	8°
Rotation Interne/Externe	5.5°
Chevilles	
Flexion/Extension	10°
Abduction/Adduction	9.5°

Tableau 2.4 : variation maximale de chaque angle articulaire.

L'algorithme utilisé pour la résolution du problème d'optimisation est le Programme Quadratique Séquentiel tiré des outils d'optimisation de Matlab 6.5.

4.5. Conclusion

Cette troisième partie a présenté les outils de correction permettant de disposer d'une base de mouvements d'entrée dans un véhicule automobile cohérents. Le modèle squelettique

de l'homme a tout d'abord été présenté. Il se compose d'un corps de référence (tronc) et de 2 chaînes cinématiques simples (7 ddl) représentant les membres inférieurs. Le formalisme de description retenu permet par simple multiplication de matrices la reconstruction de la trajectoire spatiale de chaque pied dans un repère lié au véhicule automobile. Elle exige cependant la connaissance 1) de la trajectoire tridimensionnelle du centre de masse du tronc, 2) de son orientation spatiale, 3) de la position des hanches dans le tronc, 4) de l'orientation spatiale de chaque segment corporel du membre inférieur par rapport à son segment juste proximal et 5) la longueur de chaque segment. Enfin, une procédure de modification des angles articulaires a été proposée basée sur la minimisation de l'erreur existante entre les trajectoires des pieds reconstruites et réelles (mesurées).

L'étape suivante exploite cette base de mouvements cohérents. Elle a pour objet l'analyse des mouvements afin d'identifier et de caractériser des classes de mouvement d'entrée des membres inférieurs au véhicule automobile.

5. OUTILS D'ANALYSE DU MOUVEMENT MIS EN OEUVRE

L'analyse porte sur le mouvement d'entrée des membres inférieurs dans un véhicule automobile. L'objectif des outils d'analyse mis en œuvre, dans cette partie, est d'identifier et de caractériser des classes de mouvements des membres inférieurs. L'approche procède en 3 étapes : 1) les angles articulaires (corrigés, issus de la base de mouvements cohérents) sont tout d'abord caractérisés par des valeurs d'appartenance à des fenêtres spatio-temporelles floues, 2) une Analyse Factorielle des Correspondances Multiples (AFCM) est appliquée à ces valeurs afin d'identifier les angles articulaires discriminants dans ce mouvement, 3) une Classification Hiérarchique Ascendante (CHA) est appliquée afin d'extraire les classes de mouvements desquelles sont extraits des représentants. Après un rapide rappel concernant les sous-ensembles flous, les paragraphes suivants développent ces 3 étapes.

5.1. Rappel : définition d'un sous-ensemble flou

Soit U un ensemble de référence et A un sous-ensemble de U .

A est un sous-ensemble classique de U si sa fonction d'appartenance μ_A ne prend que les valeurs 0 ou 1 selon l'appartenance ou non des éléments de U à A :

$$\forall x \in U, \begin{cases} \mu_A(x) = 0, & \text{si } x \notin A \\ \mu_A(x) = 1, & \text{si } x \in A \end{cases}$$

A est un sous-ensemble flou de U si sa fonction d'appartenance μ_A prend des valeurs comprises entre 0 et 1 (Bouchon-Meunier, 1999) :

$$\forall x \in U, \mu_A(x) \in [0;1]$$

Un sous-ensemble classique est un cas particulier de sous-ensemble flou où les valeurs prises par la fonction d'appartenance ne sont égales qu'à 0 ou 1.

5.2. Découpage spatial et temporel des angles articulaires

En biomécanique, la coordination désigne, plus particulièrement, l'organisation spatiale et temporelle des mouvements des segments corporels (Scholz, 1993). L'idée est alors de représenter les angles articulaires par des valeurs d'appartenance à des fenêtres spatio-temporelles floues comme dans Loslever *et al.* (1999;1997;2002). Cette représentation permet de caractériser les signaux temporels en conservant le maximum d'information.

Afin d'obtenir un ensemble de valeurs de taille réduite tout en caractérisant de manière satisfaisante les données cinématiques, le nombre N_s de fenêtres spatiales est de 3 pour chaque angle articulaire comme le suggère Loslever *et al.* (1999). Les angles articulaires considérés pour le découpage spatial et temporel sont les angles de la hanche, du genou et de la cheville. La construction de ces trois fenêtres spatiales est fonction de trois valeurs caractéristiques : la borne supérieure, la valeur centrale et la borne inférieure (figure 2.6).

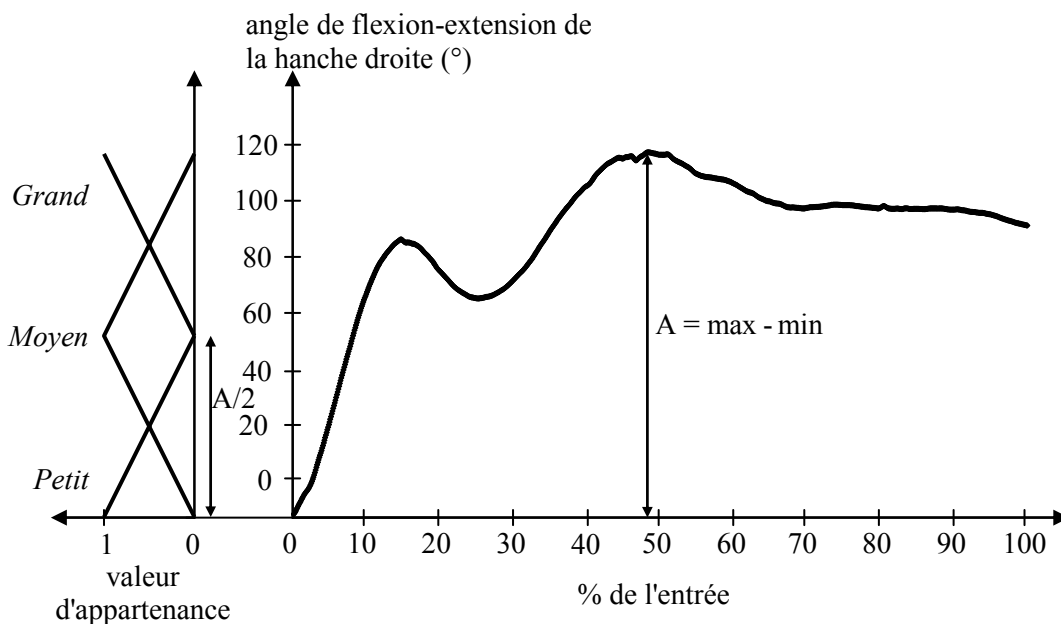


Figure 2.6 : découpage spatial.

Pour chaque variable (mobilité articulaire), les bornes inférieures et supérieures correspondent aux valeurs extrémales de l'ensemble des mesures. Le tableau 2.5 donne pour chaque variable les bornes inférieures et supérieures et la valeur centrale.

Le nombre de fenêtres temporelles a été fixée à 51 (N_T) comme le recommande Loslever *et al.* (1999). Elles sont également de forme triangulaire. La largeur de la fenêtre temporelle est de 4 %. Une nouvelle fenêtre temporelle apparaît tous les 2 % (figure 2.8).

Variable	Borne Inf	Valeur Centrale	Borne Sup
F/E Hanche Droite	-36.97°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	134.4°
Ab/Ad Hanche Droite	-59.71°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	39.55°
Rot I/E Hanche Droite	-108.67°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	34.53°
F/E Genou Droit	-125.86°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	0.29°
Rot I/E Genou Droit	-51.93°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	22.52°
F/E Cheville Droite	-90.29°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	15.44°
Ab/Ad Cheville Droite	-29.67°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	24.63°
F/E Hanche Gauche	-20.57°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	141.82°
Ab/Ad Hanche Gauche	-17.53°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	70.5°
Rot I/E Hanche Gauche	-89.88°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	58.27°
F/E Genou Gauche	-108.21°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	31.83°
Rot I/E Genou Gauche	-22.34°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	49.65°
F/E Cheville Gauche	-83.096°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	26.85°
Ab/Ad Cheville Gauche	-26.11°	(Borne Inf + Borne Sup)/2	1.91°

Tableau 2.5 : valeurs caractéristiques des variables pour la définition des fenêtres spatiales.

5.3. Calcul des valeurs d'appartenance

Soit M_i une modalité floue de forme triangulaire, définie par les paramètres a , b et c (figure 2.7). La valeur d'appartenance $\mu_{M_i}(P)$ du point P de coordonnée x à la modalité M_i est calculée comme dans Loslever *et al.* (1997) :

$$\mu_{M_i}(P) = \max\left(\min\left(\frac{x-a}{b-a}, 1, \frac{c-x}{c-b}\right), 0\right) \quad (2.12)$$

où a est la borne inférieure, b la valeur centrale et c la borne supérieure.

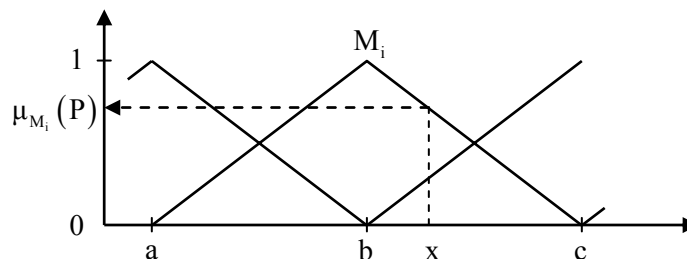


Figure 2.7 : valeur d'appartenance à une modalité floue de forme triangulaire.

Par exemple, si $a = 20$, $b = 40$ et $c = 60$ et si le point P a pour coordonnée $x = 45$, la valeur d'appartenance $\mu_{M_i}(P)$ à la modalité M_i est :

$$\max\left(\min\left(\frac{45-20}{40-20}, 1, \frac{60-45}{60-40}\right), 0\right) = \max(\min(1.25, 1, 0.75), 0) = 0.75$$

La valeur $V(t)$ du signal (de la variable) correspondant à l'échantillon temporel t appartient à la modalité spatiale S_i et à la modalité temporelle T_j avec la valeur d'appartenance $\mu_{ST_{ij}}(V(t))$. Cette valeur est obtenue grâce au produit cartésien de la valeur d'appartenance à la fenêtre spatiale S_i par la valeur d'appartenance à la fenêtre temporelle T_j (figure 2.8) :

$$\mu_{ST_{ij}}(V(t)) = \mu_{S_i}(V(t)) \times \mu_{T_j}(t) \quad (2.13)$$

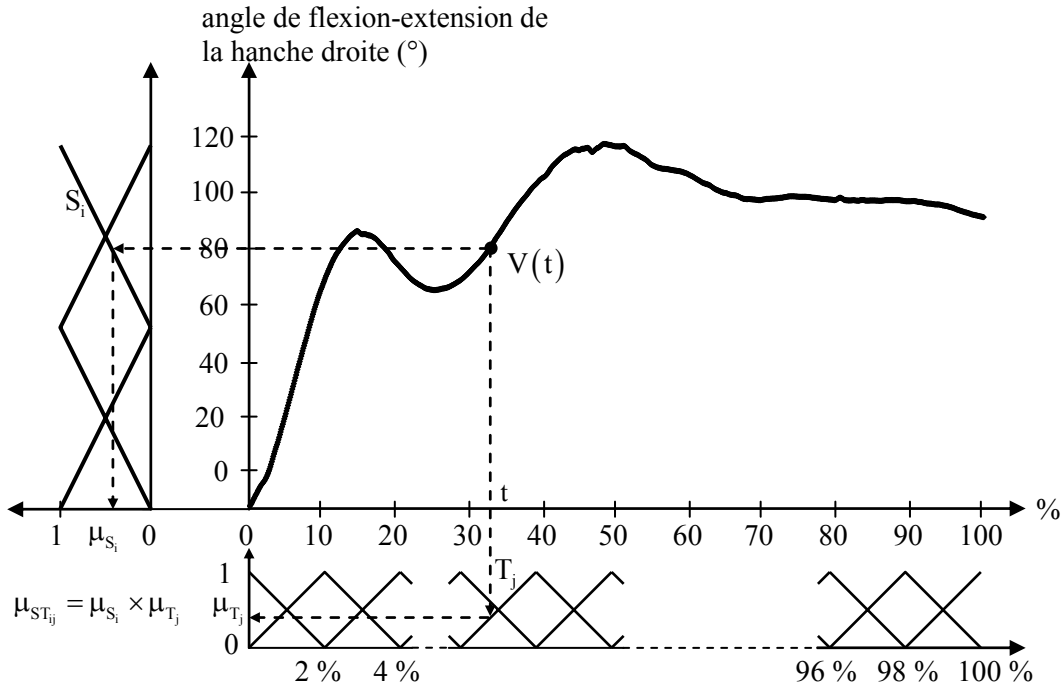


Figure 2.8 : calcul de la valeur d'appartenance de $V(t)$ à la fenêtre spatio-temporelle ST_{ij} .

La valeur d'appartenance du signal V à la fenêtre spatio-temporelle ST_{ij} est définie comme la moyenne des fenêtres spatio-temporelles pondérée par les valeurs d'appartenance aux modalités temporelles :

$$\mu_{ST_{ij}}(V) = \frac{1}{\sum_{t=1}^N \mu_{T_j}(t)} \sum_{t=1}^N \mu_{S_i}(V(t)) \times \mu_{T_j}(t) \quad (2.14)$$

Le signal V est donc caractérisé par $N_T \times N_S$ valeurs d'appartenance qui ont la propriété suivante :

$$\forall j \in [1; N_T], \sum_{i=1}^{N_S} \mu_{ST_{ij}}(V) = 1 \quad (2.15)$$

Le tableau 2.6 présente quelques valeurs d'appartenance des angles articulaires aux fenêtres spatio-temporelles floues.

← 42 col = 14 ddl x 3 FS →

		F/E Hanche Droite			...	Ab/Ad Cheville Gauche		
		Petit	Moyen	Grand		Petit	Moyen	Grand
↑ 1071 lig = 21 sujets x 51 FT ↓	S1 T1	0.70	0.30	0		0.01	0.98	0.01
	S1 T2	0.59	0.41	0		0.02	0.96	0.02
	...							
	S1 T50	0	0.58	0.42		0	0.61	0.39
	S1 T51	0	0.60	0.40		0	0.61	0.39
	...							
	S21 T1	0.97	0.03	0		0.03	0.97	0
	...							
	S21 T51	0	0.57	0.43		0.56	0.44	0

Tableau 2.6 : valeurs d'appartenance des angles articulaires aux fenêtres spatio-temporelles floues.

Les valeurs d'appartenance aux fenêtres spatio-temporelles floues peuvent être considérées comme des occurrences d'apparition du signal dans les fenêtres. Elles peuvent donc être utilisées dans l'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples (AFCM).

5.4. Analyse Factorielle des Correspondances Multiples

5.4.1. Rappel sur l'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples

L'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples est une analyse factorielle des correspondances simples (Benzecri, 1980), appliquée non plus à une table de contingence, mais à un tableau disjonctif complet (figure 2.9). Le but de l'analyse des correspondances multiples est de résumer toutes les données par un nombre restreint de variables sans perte d'information en tenant compte des ressemblances entre les individus et des liaisons entre les variables (Rouanet et Le Roux, 1993).

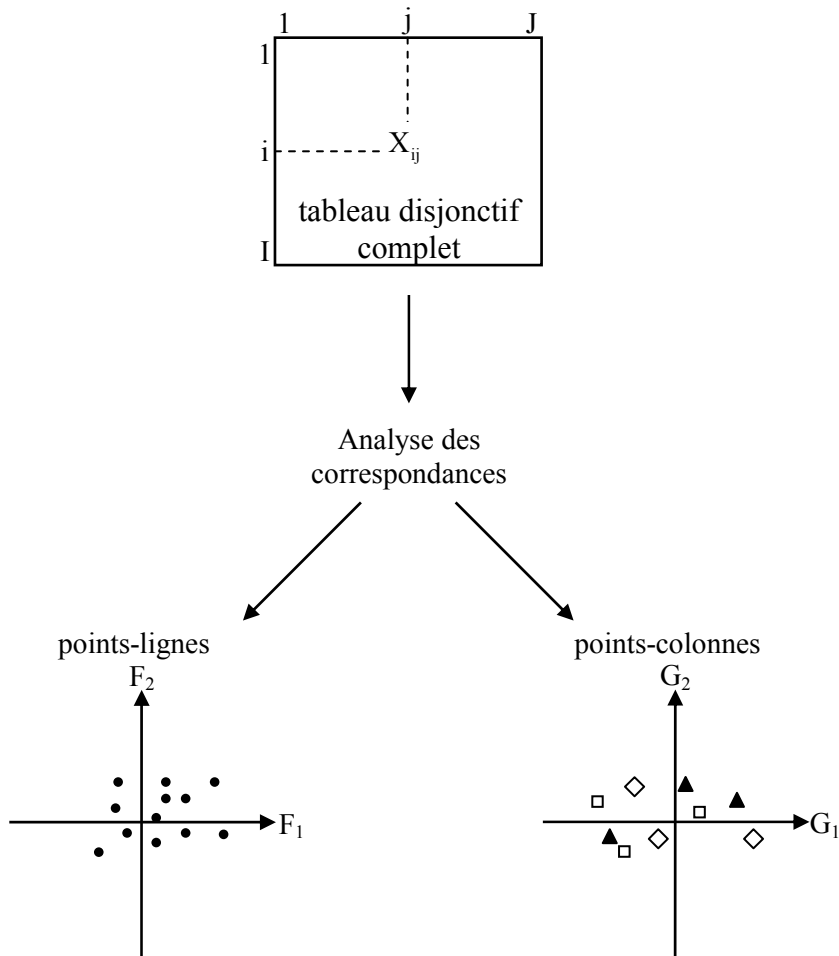


Figure 2.9 : Analyse Factorielle des Correspondances Multiples.

L'Analyse Factorielle des Correspondances peut se résumer en 6 étapes (Lebart *et al.*, 2000) :

- **Étape n°1** : construction du tableau X_1 des profils-lignes.

Chaque ligne est obtenue en divisant chaque élément de cette dernière par la somme de la ligne considérée : $X_1(i, j) = \frac{X(i, j)}{n_i} = \frac{X(i, j)}{\sum_{j=1}^J X(i, j)}$. Cette nouvelle ligne ainsi créée

est appelée profil-ligne.

- **Étape n°2** : construction du tableau X_j des profils-colonnes.

Chaque colonne est obtenue en divisant chaque élément de cette dernière par la somme de la colonne considérée : $X_j(i, j) = \frac{X(i, j)}{n_j} = \frac{X(i, j)}{\sum_{i=1}^I X(i, j)}$. Cette nouvelle colonne ainsi

créée est appelée profil-colonne.

- **Étape n°3** : construction du nuage des profils-lignes dans \mathbb{R}^J .

Chaque profil-ligne i peut être représenté comme un point de l'espace \mathbb{R}^J dont chacune des J dimensions représente une modalité de la seconde variable. La coordonnée du point i sur l'axe j est donnée par $\frac{X(i,j)}{n_i}$. Le barycentre des points, noté G_1 , est la moyenne pondérée de tous les points sur tous les axes j . La coordonnée de G_1 sur l'axe j est donc donnée par $\sum_{i=1}^I n_i \frac{X(i,j)}{n_i} = n_j$.

- **Étape n°4** : construction du nuage des profils-colonnes dans \mathbb{R}^I .

La construction du nuage des profils-colonnes est identique à celle du nuage des profils-lignes. Chaque profil-colonne j peut être représenté comme un point de l'espace \mathbb{R}^I dont chacune des I dimensions représente une modalité de la première variable. La coordonnée du point j sur l'axe i est donnée par $\frac{X(i,j)}{n_j}$. La coordonnée du barycentre G_j sur l'axe i est donnée par n_i .

- **Étape n°5** : analyse factorielle du nuage des profils-lignes.

Comme le nuage des profils-lignes est souvent de grande dimension, il est difficile de l'étudier directement. Des représentations planes du nuage des profils-lignes sont alors recherchées. Une suite d'axe orthogonaux deux à deux est ainsi recherchée sur lesquels le nuage des profils-lignes est projeté. Chaque axe doit rendre maximum l'inertie projetée du nuage. Le nuage projeté est centré sur le barycentre G_1 qui devient l'origine des axes.

- **Étape n°6** : analyse factorielle du nuage des profils-colonnes.

L'analyse factorielle du nuage des profils-colonnes est semblable à celui des profils-lignes. Les représentations planes du nuage des profils-colonnes doivent être telles que les distances entre les points de l'image ressemblent le plus possible aux distances entre les points du nuage des profils-colonnes. Le barycentre G_j est l'origine des axes.

L'analyse factorielle des correspondances simple est résumée par la figure 2.10.

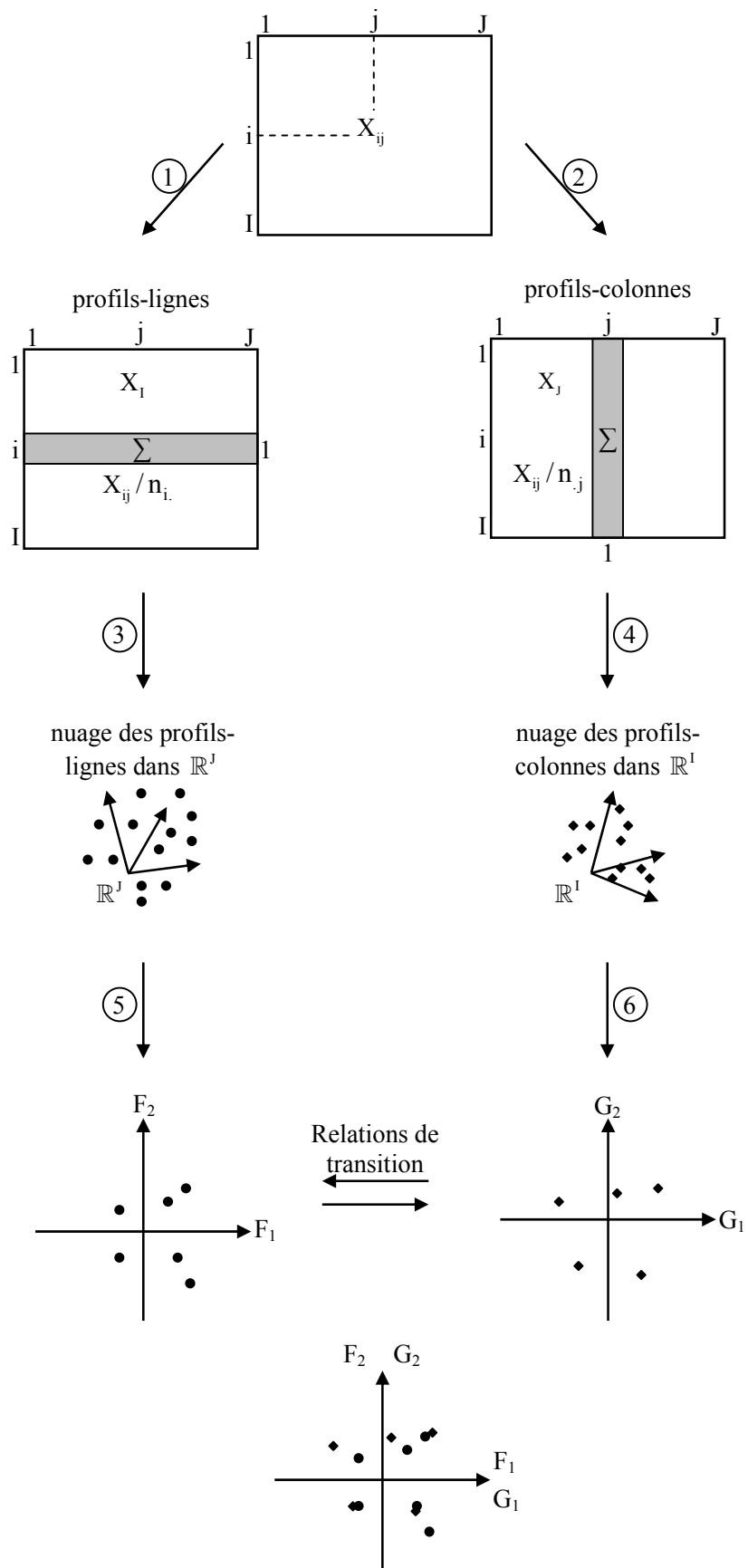


Figure 2.10 : Analyse Factorielle des Correspondances simple.

Suite aux deux analyses factorielles, des relations de transitions existent entre les coordonnées factorielles.

Pour interpréter les résultats de l'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples, un coefficient apporte une information supplémentaire en plus des coordonnées factorielles :

- **les contributions** $Cr_{\alpha}(i)$, appelées contributions absolues. Elles permettent de savoir dans quelle proportion un point contribue à l'inertie du nuage projeté sur un axe.

5.4.2. Mise en œuvre de l'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples

L'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples (AFCM) est effectuée sur le tableau des valeurs d'appartenance des angles articulaires aux fenêtres spatio-temporelles floues. Ce tableau comporte 1071 lignes (21 sujets x 51 fenêtres temporelles) et 21 colonnes (7 ddl x 3 fenêtres spatiales). Une AFCM est tout d'abord effectuée pour le membre inférieur droit puis pour le membre inférieur gauche. Ces AFCMs permettent de déterminer les variables les plus pertinentes pour chaque membre inférieur lors du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Le développement des 6 étapes a été fait sous MATLAB 6.5.

5.5. Classification Hiérarchique Ascendante

5.5.1. Rappel sur la Classification Hiérarchique Ascendante

La classification a pour principal objectif de rassembler les éléments (individus ou variables) qui se ressemblent et/ou séparer ceux qui diffèrent (Lebart *et al.*, 2000).

Le principe de la classification hiérarchique ascendante repose sur la création, à chaque étape, d'une partition obtenue en agrégeant deux à deux les éléments les plus proches (Bouroche et Saporta, 1998). L'algorithme ne fournit pas une partition en q classes d'un ensemble de n objets mais une hiérarchie de partitions, se présentant sous la forme d'arbres appelés également dendrogrammes et contenant $n-1$ partitions (figure 2.11). Plus l'arbre est coupé haut, plus la coupure fournit une partition, ayant moins de classes et des classes moins homogènes.

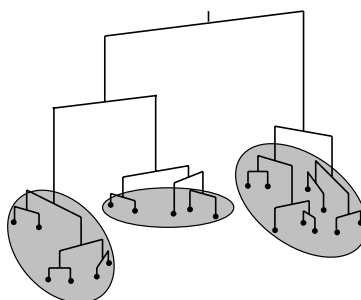


Figure 2.11 : dendrogramme ou arbre hiérarchique.

L'algorithme fondamental de la classification hiérarchique ascendante se déroule de la manière suivante (figure 2.12) :

- **Étape n°1** : il y a n éléments à classer.
- **Étape n°2** : la matrice de distances entre les n éléments est construite et les deux plus proches sont recherchés, que l'on agrège en un nouvel élément. La première partition contient n-1 classes.
- **Étape n°3** : une nouvelle matrice des distances qui résultent de l'agrégation est construite, en calculant les distances entre le nouvel élément et les éléments restants. On cherche de nouveau les deux éléments les plus proches, que l'on agrège. Une deuxième partition est obtenue avec n-2 classes et qui englobe la première.
- **Étape m** : les nouvelles distances sont calculées, le processus est réitéré jusqu'à n'avoir plus qu'un seul élément regroupant tous les objets et qui constitue la dernière partition.

L'interprétation de la classification repose sur la lecture du dendrogramme et sur la courbe des distances d'agrégation. Le nombre de classes est défini par la coupure de l'arbre. La partition obtenue comporte des classes avec une inertie intraclasse faible mais avec une inertie interclasse élevée. La courbe des distances ou d'indices permet de choisir la coupure. Elle est faite au dessus du nœud où il y a une perte d'indice importante.

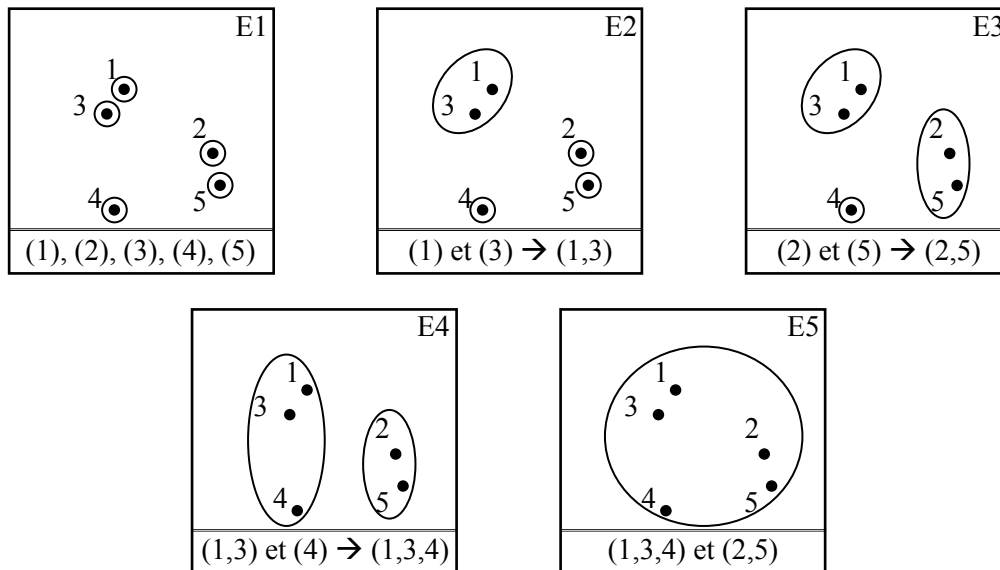


Figure 2.12 : illustration de l'algorithme de classification hiérarchique ascendante.

5.5.2. Mise en œuvre de la Classification Hiérarchique Ascendante

Une classification hiérarchique ascendante est appliquée sur les variables pertinentes trouvées par les AFCMs. Les lignes représentent les sujets et les colonnes représentent les valeurs d'appartenance des variables discriminantes aux fenêtres spatio-temporelles floues.

La méthode d'agrégation employée est la méthode de Ward (1963) ou appelée agrégation selon l'inertie. Elle permet de minimiser l'inertie intraclasse tout en maximisant l'inertie interclasse. Lorsque l'on passe d'une partition à $k+1$ classes à une partition à k classes en regroupant 2 classes en une seule, l'inertie interclasse diminue et l'inertie intraclasse augmente. Le critère de regroupement vise à fusionner les deux classes pour lesquelles la perte d'inertie d'interclasse est la plus faible. La perte d'inertie d'interclasse due au passage de $k+1$ classes à k classes est donnée par :

$$\Delta I_{\text{inter}(ab)} = \frac{m_a m_b}{m_a + m_b} d^2(a, b) \quad (2.16)$$

Le principe de la méthode de Ward est donc de déterminer les éléments a et b qui ont une perte d'inertie interclasse minimale.

5.6. Recherche d'un représentant par classe de mouvements

Nous définissons un représentant d'une classe de mouvement comme étant le sujet qui caractérise au mieux tous les sujets de la classe.

Le représentant moyen d'une classe de mouvement est un sujet fictif ayant pour caractéristique la moyenne des valeurs d'appartenance des angles pertinents aux fenêtres spatio-temporelles des sujets définissant la classe (tableau 2.7). Nous choisissons le représentant de chaque classe comme le sujet qui a une distance minimale avec le sujet fictif. La distance entre un sujet et le sujet fictif est définie par :

$$D = \sqrt{\sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^{51} \sum_{i=1}^3 \left(\mu_{ST_{ij}}(A_k) - \bar{\mu}_{ST_{ij}}(A_k) \right)^2} \quad (2.17)$$

où K est le nombre d'angles articulaires discriminants, $\mu_{ST_{ij}}(A_k)$ est la valeur d'appartenance à la fenêtre spatio-temporelle i,j de l'angle k et $\bar{\mu}_{ST_{ij}}(A_k)$ est la moyenne des valeurs d'appartenance à la fenêtre spatio-temporelle i, j de l'angle k .

Chaque représentant d'une classe du mouvement des membres inférieurs (d'une stratégie) a pour attributs les trajectoires spatiales des pieds, du centre de masse du tronc et de son orientation spatiale et les valeurs d'appartenance aux fenêtres spatio-temporelles de chaque angle articulaire discriminant. Ces attributs constituent des données utiles aux étapes suivantes dans la démarche proposée.

		Fenêtre temporelle 1						...	Fenêtre temporelle 51							
		HD F/E			...	ChG Ab/Ad			...	HD F/E			...	ChG Ab/Ad		
		P	M	G		P	M	G	...	P	M	G		P	M	G
Classe 01	Sujet A															
	...															
	Sujet D															
	Sujet moyen 01	Moyenne des valeurs d'appartenance														
Classe 02	Sujet B															
	Sujet R															
	...															
	Sujet moyen 02	Moyenne des valeurs d'appartenance														
Classe N	Sujet T															
	...															
	Sujet moyen N	Moyenne des valeurs d'appartenance														

Tableau 2.7 : définition du sujet moyen d'une classe par la moyenne des valeurs d'appartenance aux fenêtres spatio-temporelles floues.

5.7. Conclusion

La détermination des différents types d'entrée des membres inférieurs dans le véhicule automobile demande l'analyse des angles articulaires corrigés de la hanche, du genou et de la cheville. Cette 2^{ème} étape de la démarche a procédé à 1) une caractérisation de ces données temporelles sous la forme de valeurs d'appartenance à des fenêtres spatio-temporelles floues, 2) une analyse factorielle des correspondances multiples afin de mettre en évidence les angles articulaires les plus discriminants, 3) une classification hiérarchique ascendante sur les angles articulaires pertinents afin de déterminer les différentes classes de mouvement des membres inférieurs. Enfin, un sujet représentant est extrait de chaque classe. Ces attributs sont ses trajectoires 3D des pieds, du centre de masse du tronc et de son orientation spatiale et les valeurs d'appartenance aux fenêtres spatio-temporelles de chaque angle articulaire discriminant. Ils constituent des informations utiles à la suite de la démarche.

6. OUTILS D'ESTIMATION D'UNE PARTIE DU MOUVEMENT MIS EN OEUVRE

Il s'agit de simuler les trajectoires des pieds, du centre de masse du tronc et de l'orientation spatiale du tronc pour un sujet d'anthropométrie donnée lors de l'entrée dans un véhicule automobile. Trois phases se succèdent pour répondre à cet objectif : 1) définition de points caractéristiques sur les trajectoires à modéliser, 2) modélisation des points caractéristiques des trajectoires en fonction de l'anthropométrie d'un sujet donné et de la stratégie retenue (classe de mouvement retenue pour le mouvement des membres inférieurs) et 3) simulation des trajectoires en fonction de la stratégie retenue pour le sujet. Les 2 premiers paragraphes se focalisent sur les 2 premières trajectoires, à savoir les trajectoires des

pieds et du centre de masse du tronc. Le dernier paragraphe aborde la dernière trajectoire : l'orientation spatiale du tronc.

6.1. Définition des points caractéristiques

Un point caractéristique est, par définition, un point repéré sur une trajectoire à modéliser. Il peut marquer le début, la fin de la trajectoire à prédire ou permettre l'adaptation de la trajectoire aux dimensions du véhicule automobile considéré (cf. chapitre 5, §5).

- Pour la trajectoire du pied droit (resp. gauche), quatre points caractéristiques sont définis pour chaque composante (X, Y et Z) exprimée dans le repère lié au véhicule. Ils sont identifiés lors du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile :

- ① lorsque le sujet est en position initiale (décollement du pied droit avant d'entrer dans le véhicule automobile),
- ② lorsque le sujet passe son pied droit (resp. gauche) au dessus du bavolet,
- ③ lorsque le sujet pose son pied droit (resp. gauche) sur le plancher,
- ④ lorsque le sujet est en position finale (position de conduite).

Les figures 2.13 et 2.14 explicite les points caractéristiques lors de l'entrée dans un véhicule automobile pour le pied droit et le pied gauche respectivement.

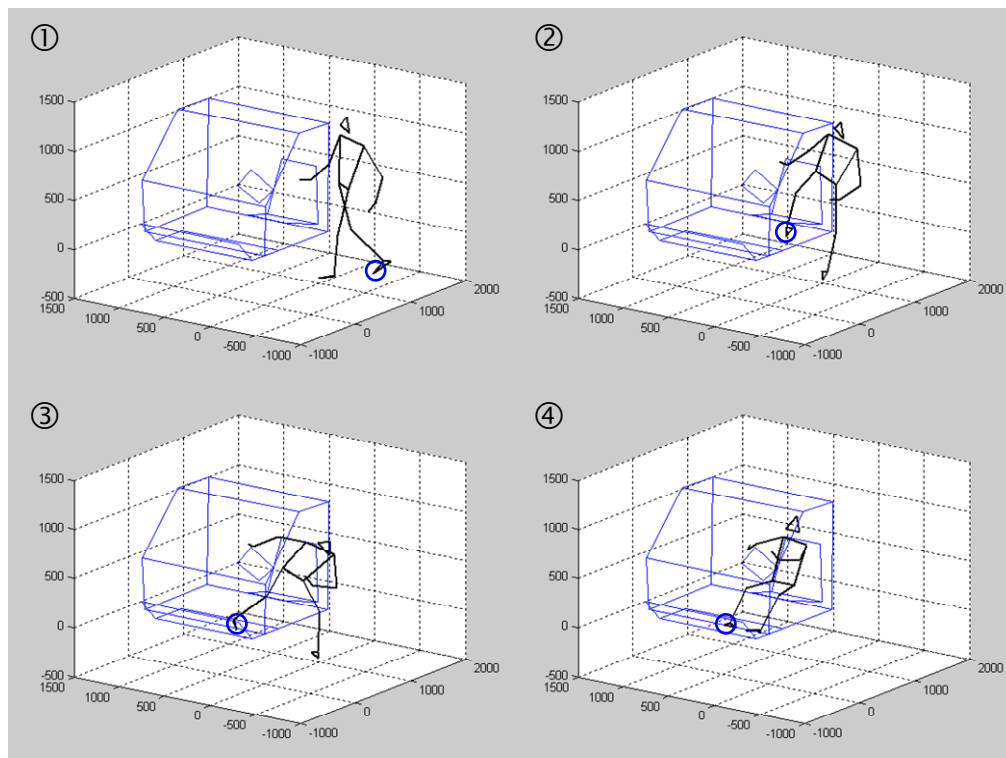


Figure 2.13 : les 4 points caractéristiques lors de l'entrée dans un véhicule automobile pour le pied droit.

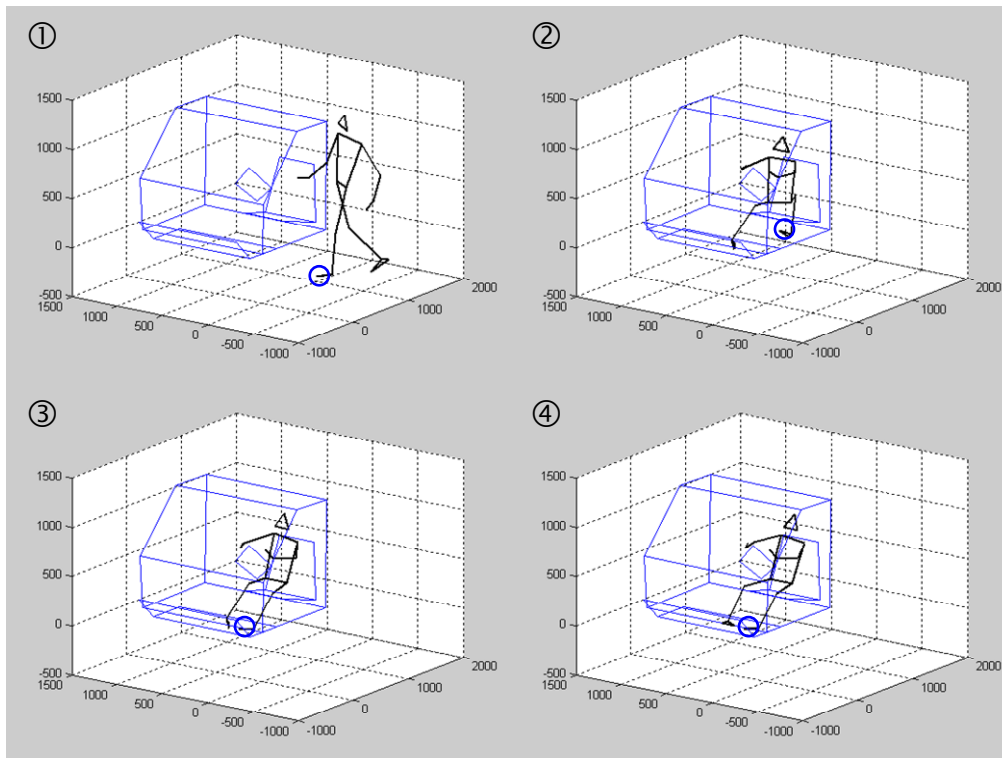


Figure 2.14 : les 4 points caractéristiques lors de l'entrée dans un véhicule automobile pour le pied gauche.

Les figures 2.175 et 2.16 présentent respectivement les points caractéristiques pour chaque composante X, Y et Z de la trajectoire du pied droit et du pied gauche. Ceux-ci ne correspondent pas spécialement à un minimum ou un maximum sur les courbes. La reconstruction de la courbe à partir de ces uniques points caractéristiques impose donc une connaissance à priori de sa forme (cf. §6.3).

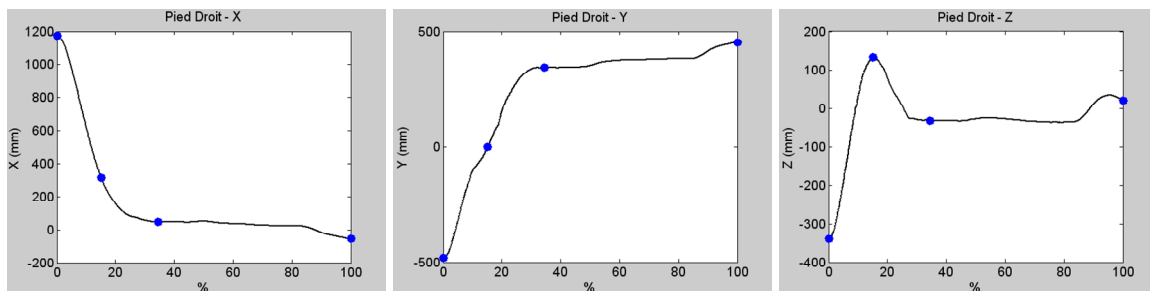


Figure 2.15 : points caractéristiques pour les composantes X, Y et Z de la trajectoire du pied droit dans le repère véhicule.

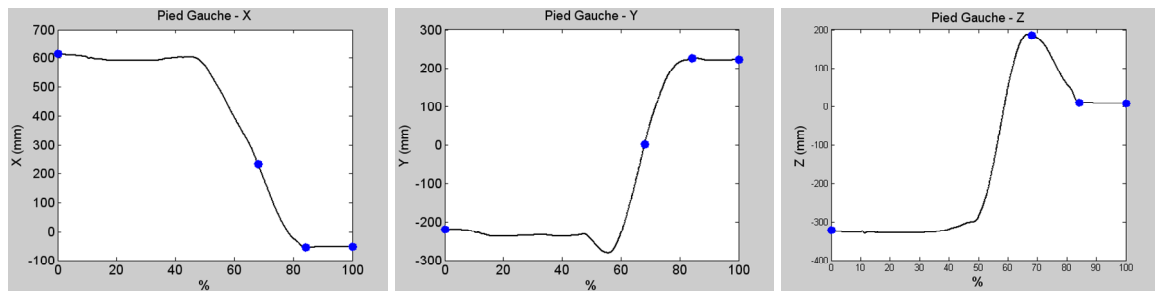


Figure 2.16 : points caractéristiques pour les composantes X, Y et Z de la trajectoire du pied gauche dans le repère véhicule.

• Pour la trajectoire du centre de masse du tronc, trois points caractéristiques sont définis pour chaque composante (X, Y et Z) exprimée dans le repère lié au véhicule. Ils sont identifiés lors du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile :

- ① lorsque le sujet est en position initiale (décollement du pied droit avant d'entrer dans le véhicule),
- ② lorsque le centre de masse du tronc du sujet passe au dessus du bavolet,
- ③ lorsque le sujet est en position finale (position de conduite).

La figure 2.17 explicite les points caractéristiques lors de l'entrée dans un véhicule automobile pour le centre de masse du tronc.

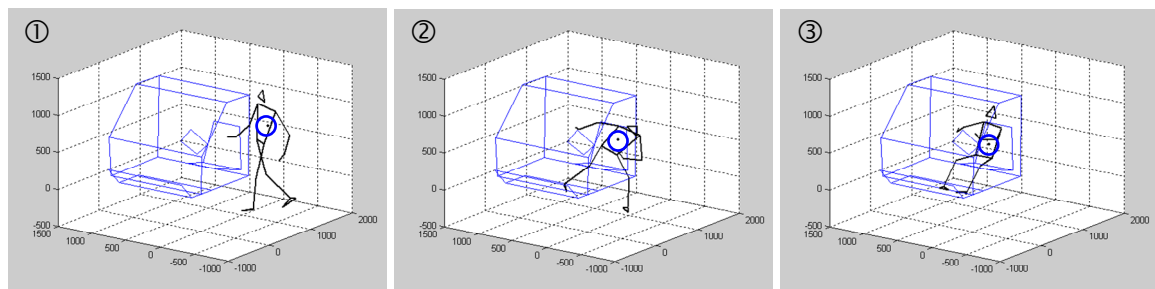


Figure 2.17 : définition des points de passage sur la trajectoire tridimensionnelle du centre de masse du tronc.

La figure 2.18 présente les points caractéristiques pour chaque composante de la trajectoire du centre de masse du tronc. Ceux-ci, une nouvelle fois, ne correspondent pas spécialement à un minimum ou un maximum sur les courbes. La reconstruction de la courbe à partir de ces uniques points caractéristiques demande donc une connaissance a priori de sa forme (cf. §6.3).

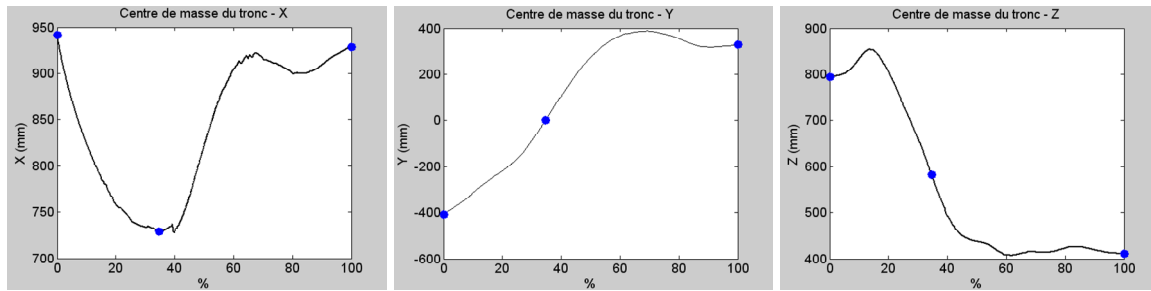


Figure 2.18 : les trois points caractéristiques pour les composantes X, Y et Z de la trajectoire du centre de masse du tronc dans le repère véhicule.

6.2. Modélisation des points caractéristiques

L'objectif est de modéliser les relations entre les coordonnées X, Y et Z de chaque point caractéristique dans le repère lié au véhicule et d'une part, l'anthropométrie d'un sujet donné et d'autre part, la « stratégie » d'entrée retenue (pour le mouvement des membres inférieurs de ce sujet).

Une régression multiple linéaire est choisie pour représenter une relation de dépendance entre chaque composante X, Y et Z de chaque point caractéristique et la taille du sujet, la longueur de la cuisse, la longueur de la jambe, la longueur du pied, la longueur du tronc, la largeur du bassin, la largeur des épaules, l'épaisseur du bassin et l'épaisseur des épaules – données anthropométriques issues de sujets d'une même classe – (figure 2.19)

Par exemple, si N classes de mouvements des membres inférieurs sont identifiées à l'étape précédente, 4N équations (4 équations par classe car 4 points caractéristiques) sont à déterminer pour chaque composante X, Y et Z du pied droit et du pied gauche. Pour le centre de masse du tronc, 3N équations (3 équations par classe car 3 points caractéristiques) sont recherchées pour chaque trajectoire X, Y et Z.

Les équations recherchées sont de la forme :

$$(X, Y, Z) = f(T, LC, LJ, LP, LT, LB, LA, EB, EA) \quad (2.18)$$

où T est la taille du sujet, LC la longueur de la cuisse, LJ la longueur de la jambe, LP la longueur du pied, LT la longueur du tronc, LB la largeur du bassin, LA la largeur des épaules, EB l'épaisseur du bassin et EA l'épaisseur des épaules.

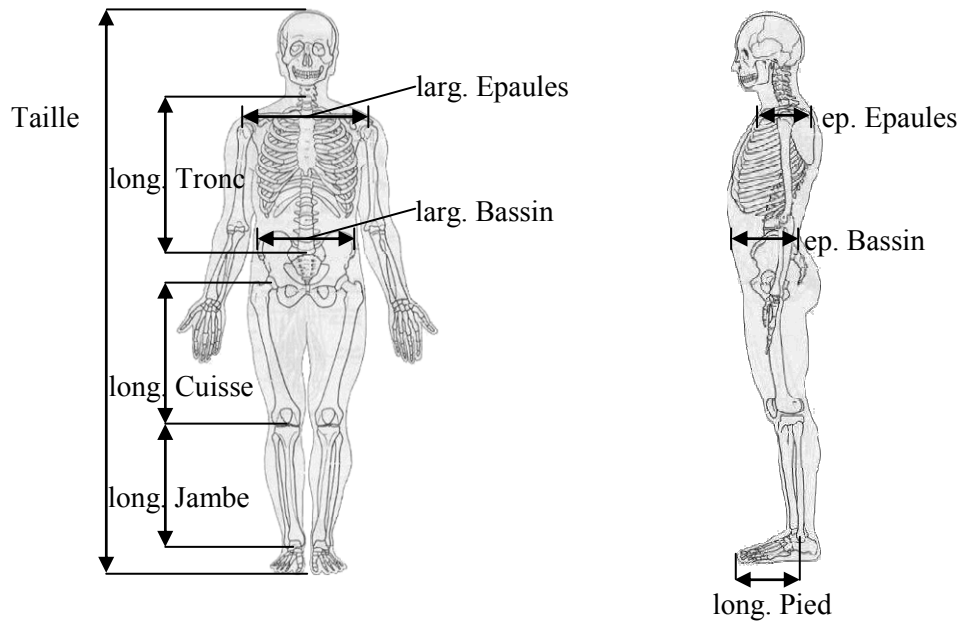


Figure 2.19 : données anthropométriques considérées pour l'estimation des points caractéristiques.

La validité des équations de régression est étudiée à l'aide du coefficient de détermination r^2 (coefficient de corrélation au carré). Ce coefficient indique le pourcentage de la variabilité de la variable à modéliser, expliqué par les variables explicatives.

6.3. Estimation des trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc

L'objectif est de déterminer les données à prédire en fonction de la classe retenue des mouvements des membres inférieurs.

Les points caractéristiques ne sont pas spécialement des minima ou des maxima. En conséquence, pour générer la courbe passant par ces points caractéristiques, des informations complémentaires sont recherchées. Les informations caractéristiques du représentant de la classe considérée sont utilisées. La méthode mise en œuvre et « étendue » est tirée de Zhang (2002). Cette méthode consiste à déformer une courbe tout au long du temps jusqu'à l'obtention de la position désirée à l'instant final (figure 2.20). L'extension de la méthode consiste à déformer une seconde fois la courbe de manière à satisfaire une position désirée à l'instant initial.

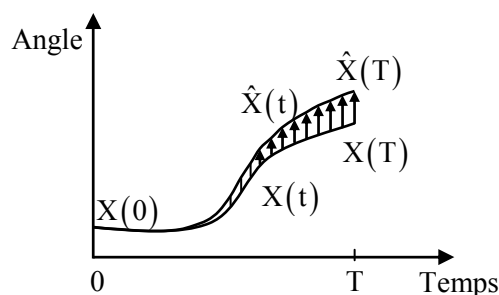


Figure 2.20 : déformation de la trajectoire à l'instant final.

La méthode TP (Time Proportional) est appliquée pour modifier les trajectoires. Son expression mathématique est de la forme :

$$\hat{X}(t) = X(t) + \frac{t}{T}(\hat{X}(T) - X(T)) \quad (2.19)$$

où $\hat{X}(t)$ est la position désirée à l'instant t , $X(t)$ est la position initiale à l'instant t et T la durée du mouvement.

La méthode TP est appliquée deux fois, une première fois pour satisfaire le point final et une deuxième fois pour satisfaire le point initial. La première adaptation utilise la trajectoire de référence du représentant de la classe de mouvement (figure 2.21). La deuxième adaptation utilise la trajectoire générée après la première déformation de la trajectoire (figure 2.22).

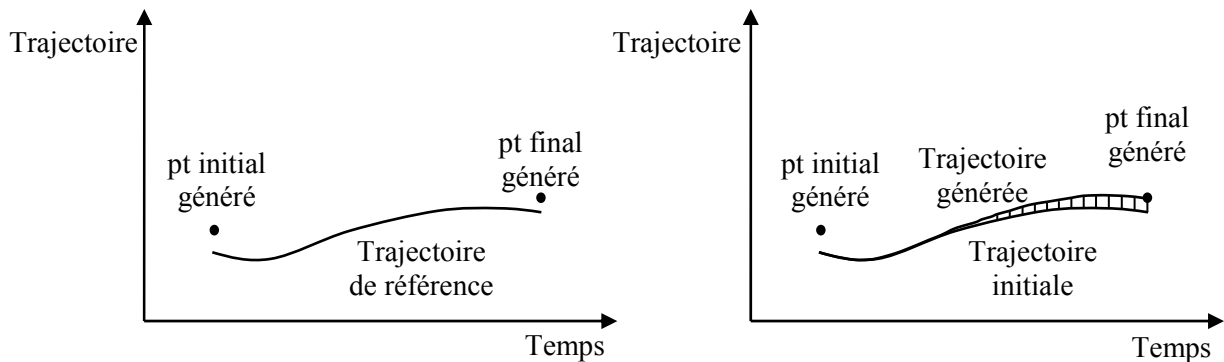


Figure 2.21 : première adaptation pour satisfaire le point final.

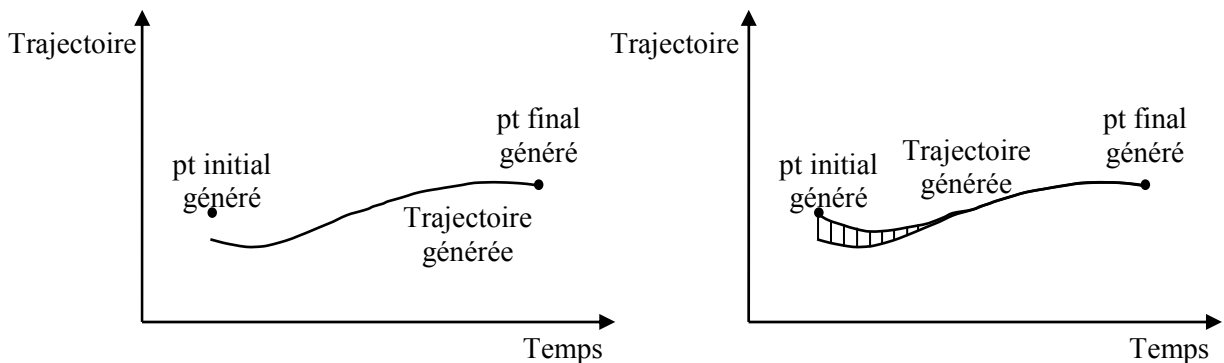


Figure 2.22 : deuxième adaptation pour satisfaire le point initial.

Les deux adaptations de trajectoires sont effectuées entre chaque point caractéristique. Si N classes de mouvements des membres inférieurs sont identifiées, $6N$ adaptations sont réalisées pour chaque composante X , Y et Z de chaque pied. Pour le centre de masse du tronc, $4N$ adaptations de trajectoires sont à faire.

6.4. Estimation de l'orientation spatiale du tronc

Des points caractéristiques sont aussi définis sur les courbes d'évolution des 3 angles de rotation du tronc. Contrairement aux trajectoires des pieds ou du centre de masse du tronc, leurs coordonnées ne sont pas exprimées par rapport au véhicule. Les points caractéristiques sont des minima et des maxima repérés sur chaque angle du tronc (figure 2.23).

Une régression multiple linéaire est également réalisée afin de lier chaque point caractéristique à la taille du sujet, la longueur de la cuisse, la longueur de la jambe, la longueur du pied, la longueur du tronc, la largeur du bassin, la largeur des épaules, l'épaisseur du bassin et l'épaisseur des épaules – issues des sujets d'une même classe de mouvement –.

La méthode d'adaptation de l'orientation spatiale entre les points caractéristiques est également tirée et « adaptée » de Zhang (2002).

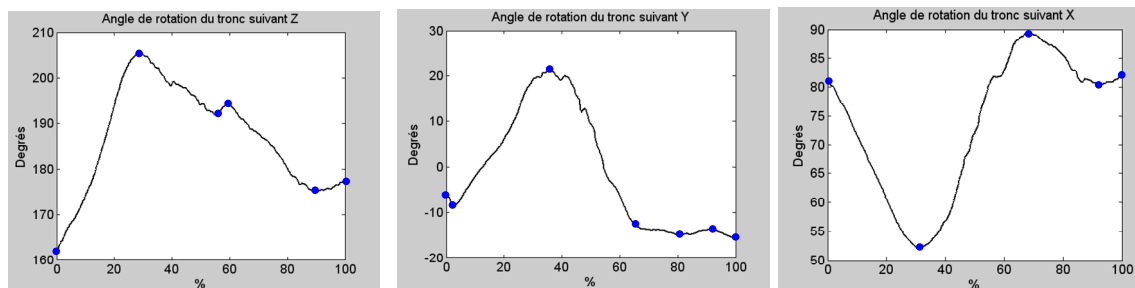


Figure 2.23 : points de passage sur chaque angle de rotation du tronc.

6.5. Conclusion

Cette partie a eu pour objectif de modéliser « une partie » du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Plus particulièrement, elle a visé à modéliser les trajectoires des pieds, du centre de masse du tronc et de l'orientation spatiale du tronc d'un nouveau sujet pour une stratégie d'entrée spécifiée.

Premièrement, des points caractéristiques ont été définis pour chaque trajectoire à prédire. Quatre et trois points caractéristiques ont été définis respectivement pour chaque trajectoire des pieds et la trajectoire du tronc. Ils peuvent marquer le début, la fin de la trajectoire à prédire ou permettre l'adaptation de la donnée à prédire aux dimensions du véhicule automobile considéré. Pour l'orientation spatiale du tronc, des points caractéristiques ont été également repérés. Ce sont des minima ou des maxima pour les 3 angles de rotation du tronc.

Deuxièmement, des relations de dépendances sont recherchées par régression multiple linéaire entre ces points caractéristiques et des données anthropométriques des sujets de chaque classe de mouvement. Elles permettent la simulation des points caractéristiques pour un nouveau sujet de stratégie d'entrée spécifiée.

Troisièmement, la simulation des trajectoires à prédire est réalisée par adaptation des mêmes trajectoires tirées du représentant de la classe de mouvement adoptée.

La quatrième et dernière partie de la démarche proposée concerne le calcul des angles articulaires. Elle est présentée dans la partie suivante.

7. OUTILS DE SIMULATION DU MOUVEMENT MIS EN OEUVRE

L'objectif des outils mis en œuvre, présentés dans cette partie, est de simuler le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Plus particulièrement, les angles articulaires permettant de suivre la trajectoire simulée des pieds sont recherchés, tout en imposant au tronc de suivre la trajectoire de son centre de masse simulée et de son orientation spatiale simulée. La résolution de ce problème se ramène à résoudre un problème de cinématique inverse. Les paragraphes qui vont suivre développent ce point.

7.1. Cinématique inverse

Le problème de cinématique inverse est transformé en un problème d'optimisation non linéaire. L'optimisation vise à minimiser à chaque instant la distance euclidienne entre la position désirée et la position courante de l'effecteur (pied droit ou pied gauche). La position désirée est la trajectoire tridimensionnelle simulée des pieds à chaque instant t . La position courante de l'effecteur est obtenue via le Modèle Géométrique Direct grâce à la trajectoire 3D simulée du centre de masse du tronc, à l'orientation spatiale simulée du tronc et aux angles articulaires calculés.

Ce problème d'optimisation se met sous la forme :

$$\min \|X_d - X\| = \min \|X_d - f(\theta_i)\| \quad (2.20)$$

où X_d est la position désirée, X la position courante de l'effecteur, $f(\theta_i)$ la position courante de l'effecteur obtenue via le Modèle Géométrique Direct et θ_i les angles articulaires. Les contraintes à satisfaire sont tirées de la « stratégie » retenue pour l'entrée des membres inférieurs. Chaque angle articulaire pertinent (identifié par l'analyse factorielle des correspondances multiples) du représentant de la classe de mouvement est alors exprimé sous la forme de croissance ou de décroissance entre chaque fenêtre temporelle F_i .

Dans le cas de croissance de l'angle articulaire θ_i , le problème de cinématique inverse est résolu de la manière suivante :

$$\begin{cases} \min \|X_d - f(\theta_i)\| \\ \text{S.C. } -\theta_i(F_t) < -\theta_i(F_{t-1}) \end{cases} \quad (2.21)$$

Dans le cas de décroissance de l'angle articulaire q_i , le problème se met alors sous la forme :

$$\begin{cases} \min \|X_d - f(\theta_i)\| \\ \text{S.C. } \theta_i(F_t) < \theta_i(F_{t-1}) \end{cases} \quad (2.22)$$

Aucune contrainte n'est appliquée sur les angles non discriminants. L'algorithme utilisé pour la résolution du problème d'optimisation est le Programme Quadratique Séquentiel.

7.2. Caractérisation des contraintes articulaires

Chaque angle articulaire discriminant est décrit sous forme de croissance ou de décroissance (tableau 2.8).

- Entre deux fenêtres temporelles, il y a croissance lorsque :
 - les valeurs d'appartenance à la fenêtre spatiale Petit diminue ($\mu_{ST_{1ti}} < \mu_{ST_{1ti-1}}$) et les valeurs d'appartenance à la fenêtre spatiale Moyen augmente ($\mu_{ST_{2ti}} > \mu_{ST_{2ti-1}}$).
 - les valeurs d'appartenance à la fenêtre spatiale Moyen diminue ($\mu_{ST_{2ti}} < \mu_{ST_{2ti-1}}$) et les valeurs d'appartenance à la fenêtre spatiale Grand augmente ($\mu_{ST_{3ti}} > \mu_{ST_{3ti-1}}$).
- Entre deux fenêtres temporelles, il y a décroissance lorsque :
 - les valeurs d'appartenance à la fenêtre spatiale Moyen diminue ($\mu_{ST_{2ti}} < \mu_{ST_{2ti-1}}$) et les valeurs d'appartenance à la fenêtre spatiale Petit augmente ($\mu_{ST_{1ti}} > \mu_{ST_{1ti-1}}$).
 - les valeurs d'appartenance à la fenêtre spatiale Grand diminue ($\mu_{ST_{3ti}} < \mu_{ST_{3ti-1}}$) et les valeurs d'appartenance à la fenêtre spatiale Moyen augmente ($\mu_{ST_{2ti}} > \mu_{ST_{2ti-1}}$).

	F/E Hanche Droite			Variation	
	Petit	Moyen	Grand		
FT1	0.9078	0.092199	0	↷	Croissant
FT2	0.79794	0.20206	0		
FT3	0.58557	0.41443	0		
...					
FT49	0	0.61959	0.38041	↶	Décroissant
FT50	0	0.64185	0.35815		
FT51	0	0.65258	0.34742		

Tableau 2.8 : croissance et décroissance de la flexion/extension de la hanche droite.

7.3. Reconstruction du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile

Le mouvement d'entrée des membres inférieurs et du tronc est reconstruit à partir de la trajectoire simulée du centre de masse du tronc, de l'orientation spatiale simulée du tronc et des angles articulaires prédits (déterminés par cinématique inverse). Cette reconstruction du mouvement utilise le Modèle Géométrique Direct.

Le résultat graphique résulte de la position spatiale des articulations. A chaque pas de temps, les articulations sont reliées par des traits (figure 2.24).

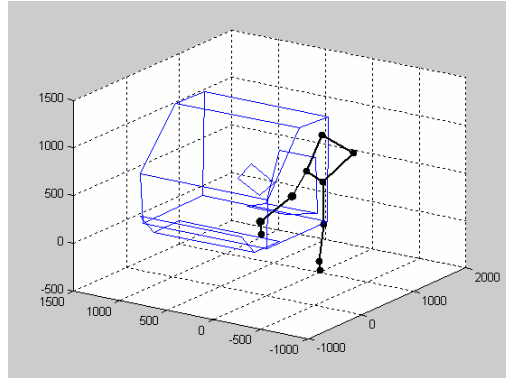


Figure 2.24 : résultat graphique de la reconstruction du mouvement.

La position de la hanche ou de l'épaule est extraite de :

$${}^{\text{veh}}T_{H,E} = \text{transl}({}^{\text{veh}}T_{\text{Tronc}}(t)) \times \text{rot}({}^{\text{veh}}\theta_{\text{Tronc}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{Tronc}}P) \quad (2.23)$$

La position du genou est tirée de l'équation suivante :

$${}^{\text{veh}}T_G(t) = \text{transl}({}^{\text{veh}}T_{\text{Tronc}}(t)) \times \text{rot}({}^{\text{veh}}\theta_{\text{Tronc}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{Tronc}}P) \times {}^{\text{Tronc}}T_3(t) \quad (2.24)$$

La position de la cheville est obtenue via l'équation suivante :

$${}^{\text{veh}}T_{Ch}(t) = \text{transl}({}^{\text{veh}}T_{\text{Tronc}}(t)) \times \text{rot}({}^{\text{veh}}\theta_{\text{Tronc}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{Tronc}}P) \times {}^{\text{Tronc}}T_3(t) \times {}^3T_5(t) \quad (2.25)$$

La position du pied est extraite de :

$${}^{\text{veh}}T_P(t) = \text{transl}({}^{\text{veh}}T_{\text{Tronc}}(t)) \times \text{rot}({}^{\text{veh}}\theta_{\text{Tronc}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{Tronc}}P) \times {}^{\text{Tronc}}T_3(t) \times {}^3T_5(t) \times {}^5T_7(t) \quad (2.26)$$

où ${}^{\text{veh}}T_{\text{Tronc}}(t)$ est la position tridimensionnelle du centre de masse du tronc dans le repère lié au véhicule à l'instant t , ${}^{\text{veh}}\theta_{\text{Tronc}}(t)$ est l'orientation spatiale du tronc dans le repère lié au véhicule à l'instant t , ${}^{\text{Tronc}}P$ est la position tridimensionnelle de la hanche définie dans le repère lié au tronc, ${}^{\text{Tronc}}T_3(t)$ est la matrice de transformation homogène définissant le passage du repère lié au corps tronc au repère lié au corps 3 (cuisse) à l'instant t , ${}^3T_5(t)$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère lié au corps 5 (jambe) dans le repère lié au corps 3 (cuisse) à l'instant t , ${}^5T_7(t)$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère lié au corps 7 (pied) dans le repère lié au corps 5 (jambe) à l'instant t .

7.4. Conclusion

Cette partie a eu pour objet la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Plus spécifiquement, elle a concerné la détermination des angles articulaires. Leur détermination conduit à résoudre un problème de cinématique inverse. Ce problème a été rapporté à un problème d'optimisation non linéaire. La fonction objectif est la minimisation à chaque instant de la distance euclidienne entre la position courante et la position désirée des pieds. La position désirée est la trajectoire simulée des pieds (ex. obtenue pour un nouveau sujet). Les contraintes sont l'évolution (croissance ou décroissance) des angles articulaires pertinents au cours des fenêtres temporelles de la stratégie à adopter par les membres inférieurs. Le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile est finalement reconstruit à partir de la trajectoire simulée du centre de masse du tronc, de l'orientation spatiale simulée du tronc et des angles articulaires déterminés par l'optimisation.

8. CONCLUSION

Ce chapitre a présenté la démarche proposée pour simuler le mouvement d'entrée des membres inférieurs et du tronc d'individus d'anthropométrie variable dans un habitacle fixe chez le sujet ne présentant aucune altération de l'appareil locomoteur. La démarche mise en œuvre se décline en 4 étapes.

La première étape consiste à construire une base de mouvements d'entrée dans un véhicule automobile cohérents. Cette étape demande au préalable la modélisation cinématique de l'homme. Le modèle retenu est composé de 2 chaînes cinématiques simples ouvertes, représentant les jambes, reliées à un corps de référence : le tronc. Chaque chaîne cinématique a 7 degrés de liberté en rotation. La reconstruction des trajectoires des pieds fait apparaître la nécessité de disposer de la trajectoire du centre de masse du tronc, de l'orientation spatiale du tronc, des longueurs segmentaires, de la position des hanches dans le tronc et des angles articulaires. Enfin, une méthode de modification des angles articulaires permet de minimiser l'erreur de position en bout de chaîne cinématique (les pieds).

La deuxième partie de ce chapitre est focalisée sur le processus d'analyse du mouvement d'entrée des membres inférieurs afin d'apporter une connaissance suffisante du mouvement aux étapes suivantes. Les angles de la hanche, du genou et de la cheville sont caractérisés par des valeurs d'appartenance à des fenêtres spatio-temporelles floues. Une analyse factorielle des correspondances multiples permet de mettre en évidence les angles les plus pertinents. Des sujets représentant des classes (stratégies) sont alors déterminés par classification hiérarchique ascendante. Leurs attributs sont la trajectoire 3D 1) de leurs pieds et 2) de leur centre de masse du tronc, 3) de l'orientation spatiale de leur tronc et 4) des

valeurs d'appartenance aux fenêtres spatio-temporelles de chaque angle articulaire discriminant.

La troisième étape de la méthodologie pour simuler le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile est la simulation des trajectoires tridimensionnelles des pieds, du centre de masse du tronc et de l'orientation spatiale du tronc d'un nouvel individu pour une stratégie spécifiée (les données à estimer). Des points caractéristiques (4 pour les pieds et 3 pour le centre de masse du tronc) sont exprimés, par régression multiple linéaire, en fonction de paramètres anthropométriques des individus composant chaque classe de mouvement. La simulation des trajectoires se fait par adaptation des mêmes trajectoires issues du représentant de la stratégie spécifiée pour le nouvel individu.

La simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule constitue la dernière partie. Elle consiste principalement à déterminer les angles articulaires permettant de suivre les trajectoires des pieds estimées, tout en satisfaisant la trajectoire du tronc simulée et son orientation spatiale simulée. Les angles articulaires sont calculés en résolvant un problème d'optimisation non linéaire. Les contraintes à respecter sont, déduites de la stratégie motrice retenue pour le nouvel individu, mises sous la forme de croissance/décroissance des angles articulaires pertinents au cours des fenêtres temporelles.

La démarche proposée est fondée sur l'obtention de données réelles du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Le chapitre suivant introduit le protocole et le dispositif expérimental.

CHAPITRE III

PROTOCOLE ET DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL - TRAITEMENTS DES DONNÉES

Chapitre 3 - Protocole et dispositif expérimental - Traitements des données

1. INTRODUCTION

Dans la première partie de ce chapitre, le dispositif et le protocole expérimental mis en place sont présentés. Les expérimentations se font sur une maquette physique représentative d'un véhicule automobile. La mesure du mouvement est réalisée à l'aide d'un système de capture de mouvements tridimensionnels de type VICON. Les spécificités de l'expérimentation sont précisées. Enfin, successivement, la population, l'équipement des sujets et les expérimentations sont décrits.

La deuxième partie de ce chapitre présente les traitements qui permettent de « passer » des données tridimensionnelles mesurées aux données nécessaires à l'approche proposée pour prédire le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

Les photos et les figures présentées dans ce chapitre sont issues du sujet 09 pour l'essentiel, l'auteur de ce travail.

2. DISPOSITIF ET PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

2.1. Dispositif expérimental

2.1.1. Maquette physique

La maquette physique construite pour les expérimentations est une représentation simplifiée en bois du véhicule de marque Citroën Xantia. Seul le poste de conduite du véhicule est considéré dans cette étude (figure 3.1). La maquette n'a pas de portière, mais comprend un siège conducteur, un volant, un bavolet, un brancard, un plancher, un pied avant et un pied milieu (figure 3.2).



Figure 3.1 : maquette physique.

Cette maquette, appelée aussi conformateur, est jugée suffisante pour l'étude engagée. En effet, Sternini et Cerrone (1995) montrent que 90 % des sujets ne ressentent aucune

différence, lors de l'entrée-sortie, entre un conformateur de ce type et le véhicule réel correspondant. Les dimensions de la maquette sont présentées à la figure 3.2.

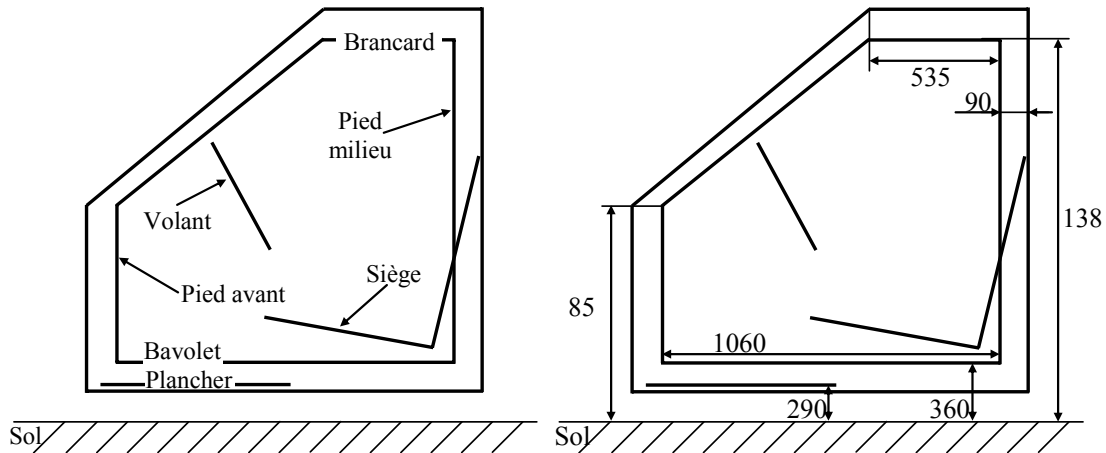


Figure 3.2 : différents éléments et dimensions (en mm) de la maquette.

2.1.2. Système optoélectronique VICON 612

La capture du mouvement d'entrée dans le véhicule automobile est réalisée à l'aide du système optoélectronique VICON 612 (VICONPEAK) existant au LAMIH (Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines). Ce système offre une bonne précision selon Richards (1999) (cf. chapitre 1, §2.4.3.c).

Il comprend 8 caméras infrarouges CCD (Charge Coupled Device) haute résolution (1880 pixels \times 881 pixels). La fréquence d'acquisition des données cinématiques est de 120 Hz. Les marqueurs utilisés ont 14 mm de diamètre. Ils sont passifs et limitent donc la gêne chez le sujet (Sternini et Cerrone, 1995). C'est la raison essentielle qui explique l'utilisation de ce type de système pour analyser le mouvement d'entrée-sortie dans un véhicule automobile dans les quelques études ayant trait à ce sujet. À titre indicatif, Andreoni *et al.* (2004), Giacomini et Quattrocchio (1997), Andreoni et Rabuffetti (1997) réalisent la mesure du mouvement d'entrée-sortie à l'aide du système optoélectronique ELITE (BTS Bioengineering) muni de 4 caméras cadencé à 100 Hz, Hadim (2004) retient le système optoélectronique VICON 317 (VICONPEAK) muni de 8 caméras cadencé à 50 Hz.

Avant la série d'enregistrements du mouvement de chaque sujet, la calibration des optiques est réalisée. Celle-ci se divise en deux phases d'enregistrements : la calibration dite statique et la calibration dite dynamique. La calibration statique vise à définir un repère orthonormé direct lié au laboratoire (appelé repère Global par la suite). Elle demande l'enregistrement de la position de 4 marqueurs placés sur une équerre, par au moins 2 caméras (figure 3.3). La calibration dynamique a pour objectif de calibrer le volume de travail souhaité. Elle détermine par ailleurs la position de toutes les caméras dans le repère créé. Durant cette phase, une tige composée de 2 marqueurs, séparés d'une distance de 0.50 m, est

déplacée dans le volume désiré (figure 3.4). Nous renvoyons le lecteur à la documentation du système optoélectronique VICON pour de plus amples renseignements.

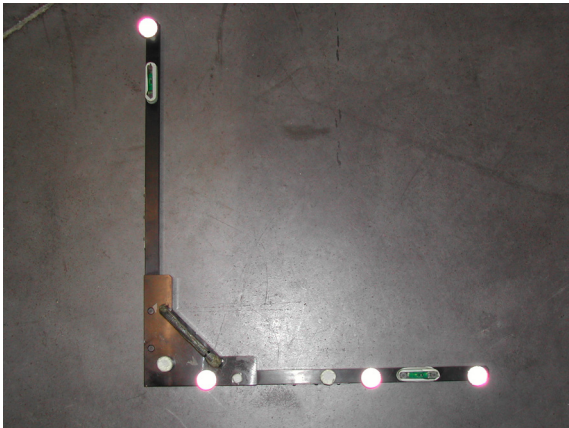


Figure 3.3 : équerre de calibration.

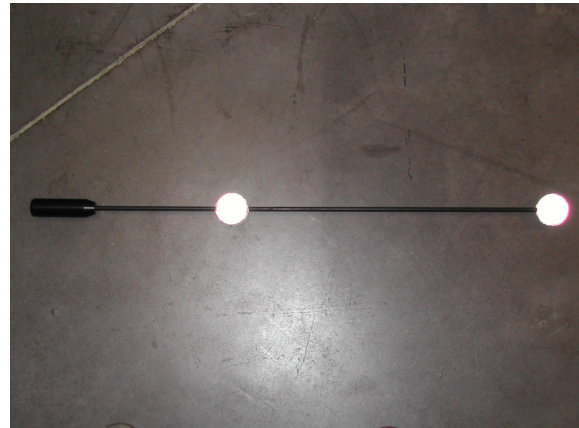


Figure 3.4 : tige de calibration.

La précision du système VICON 612 a été évaluée au sein de notre laboratoire (Gillet, 2004). En statique, Gillet (2004) rend compte d'une variation maximale de 0.21 % pour les distances et 0.18 % pour les angles. En dynamique (avec mouvement), l'auteur précise que les variations maximales sont de l'ordre de 0.24 % pour les distances et de 1.62 % pour les angles.

Les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs dans le repère Global sont obtenues par stéréovision. La méthode impose que chaque marqueur soit visible par au moins 2 caméras. Un travail difficile, compte tenu de la présence de l'habitacle, consiste à déterminer la position des caméras permettant une capture des marqueurs satisfaisant cette condition.

2.1.3. Disposition des caméras autour de la maquette physique

La disposition des caméras adoptée autour de la maquette physique est le résultat de nombreux essais et erreurs. Le choix final retenu permet une perte maximale de 15 images (125 ms) quelque soit le sujet. Ces données manquantes sont interpolées à l'aide du plug-in interpolation du logiciel Workstation du système Vicon.

La figure 3.5 présente la disposition résultante pour l'étude.

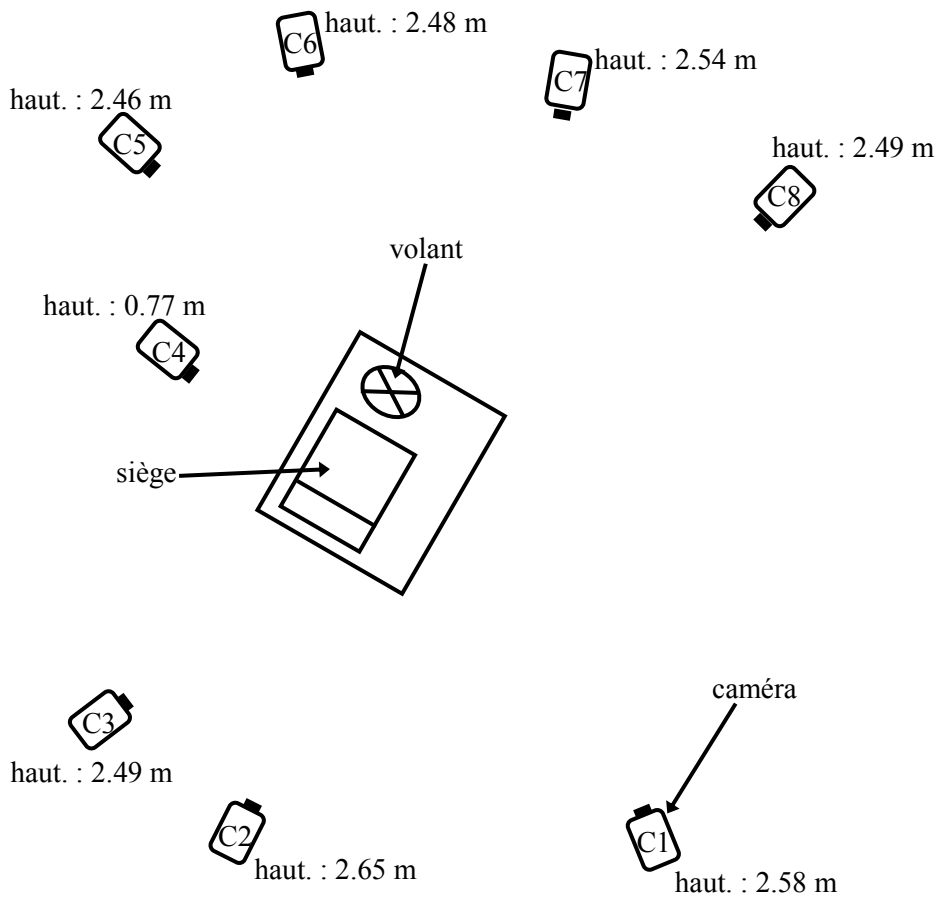


Figure 3.5 : disposition des 8 caméras autour de la maquette.

2.2. Protocole expérimental

2.2.1. Population étudiée

Vingt et une personnes en maillot de bain, possédant leur permis de conduire, ont participé aux expérimentations. Aucun sujet ne présente d'altération de l'appareil locomoteur. La moitié des sujets sont membres de l'équipe BIOMécanique du LAMIH et sont familiers de ce type d'expérimentations. L'autre moitié est novice vis-à-vis de ce genre d'expérimentations. Parmi les sujets, un seul de sexe féminin a pris part à l'étude (19 ans, 171 cm, 69 kg). L'âge, la taille et la masse des sujets masculins sont résumés dans le tableau 3.1. Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.III.1 pour une description plus détaillée de l'anthropométrie des sujets. La figure 3.6 présente l'histogramme de répartition par taille de la population masculine. La population masculine testée suit une distribution normale (test de Shapiro-Wilk, $W=95\%$).

	Âge (années)	Taille (cm)	Masse (kg)
Moyenne	23.45	176.70	68.58
Écart type	3.69	6.56	6.01

Tableau 3.1 : moyenne et écart type de l'âge, de la taille et de la masse des sujets masculins.

La moyenne de cette population est de 176.70 cm. La moyenne nationale chez les hommes étant de 174.1 cm, les expérimentations sont jugées représentatives de la population masculine nationale.

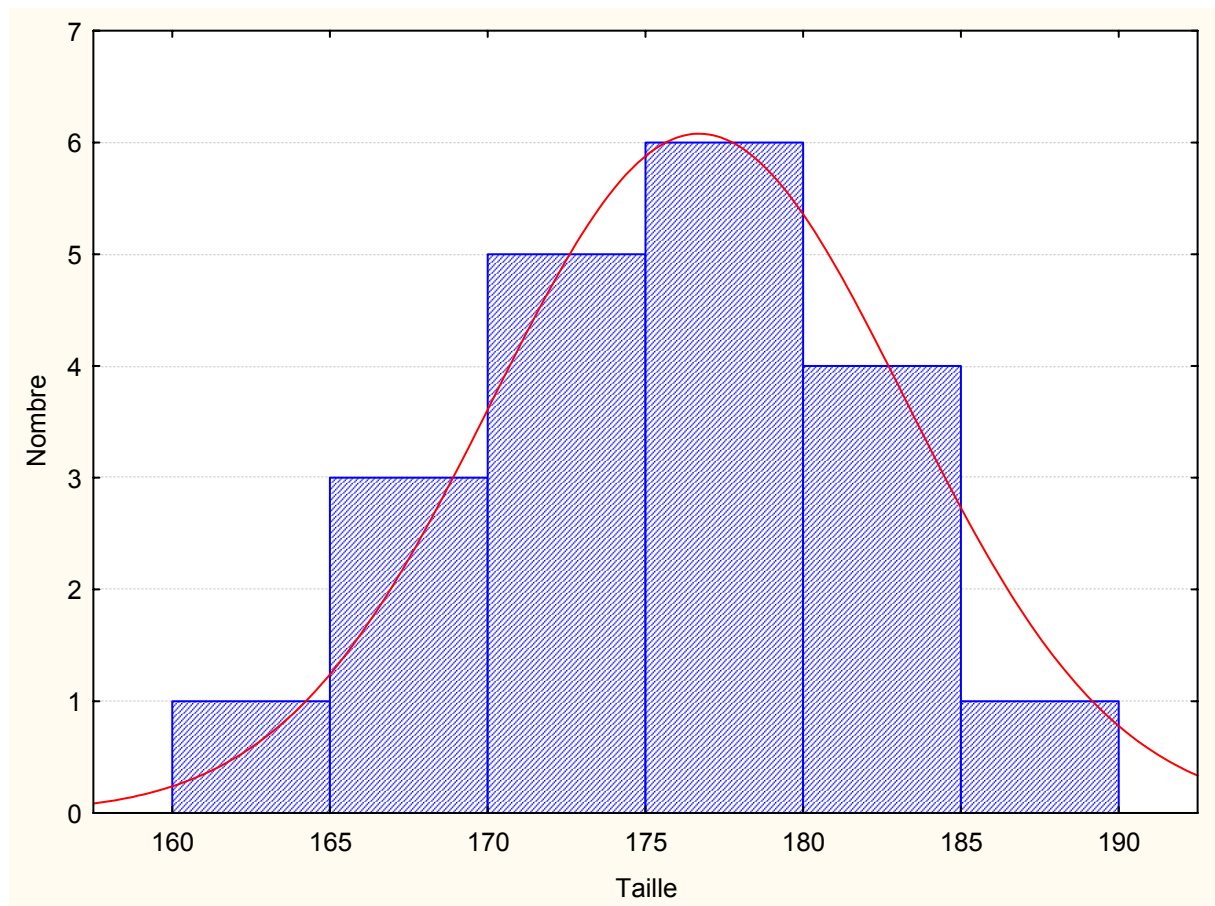


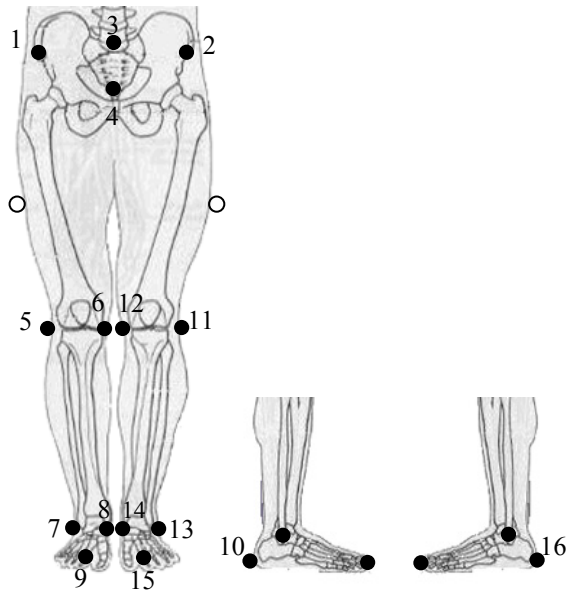
Figure 3.6 : histogramme de répartition par taille de la population masculine et courbe de normalité.

2.2.2. Position des marqueurs sur le sujet

Les marqueurs sont posés par un seul expérimentateur afin de limiter la variabilité dans le calcul des angles articulaires (cf. chapitre 1, §2.4.3.d). Trente huit marqueurs sont apposés sur la peau des sujets lors des expérimentations (figures 3.7 et 3.8). Seuls 29 marqueurs sont utiles à l'étude rapportée, les autres ont été ajoutés à des fins de recherches futures (cf. chapitre 5, §3). Parmi ces marqueurs, 4 sont dits techniques et 25 sont dits anatomiques. Les marqueurs techniques sont disposés sur les bras et les cuisses du sujet. Ils interviennent dans l'estimation de la position spatiale des centres articulaires des hanches et des épaules (cf. §3.2.1). Les marqueurs anatomiques sont positionnés sur un repère anatomique caractéristique d'une articulation. L'emplacement de ces marqueurs respecte les recommandations émises par l'International Society of Biomechanics (Wu *et al.*, 2002), (Wu *et al.*, 2005) et l'International Shoulder Group (van der Helm, 1997) pour la détermination des angles articulaires (cf. §3.7). Cet emplacement minimise par ailleurs le mouvement de peau et

des masses molles selon Leardini *et al.* (2005). Les marqueurs anatomiques permettent la détermination des angles articulaires : de l'épaule, du coude, du poignet, de la hanche, du genou et de la cheville. Seuls les trois derniers sont exploités dans l'étude rapportée. Les autres peuvent être calculés en vue de recherches futures (cf. chapitre 5, §3).

Les figures 3.7 et 3.8 présentent l'emplacement des marqueurs.



Bassin

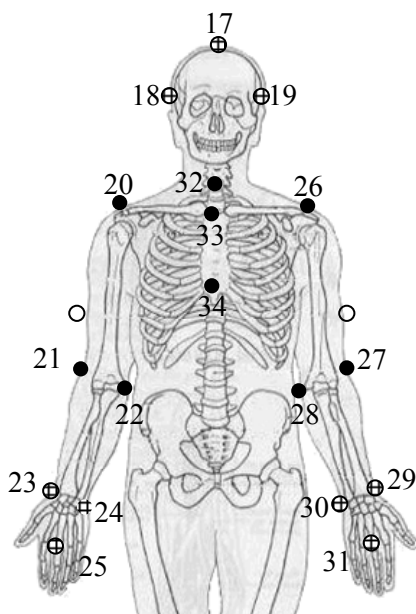
- 1 - Epine iliaque antéro-supérieure droite
- 2 - Epine iliaque antéro-supérieure gauche
- 3 - 5^{ème} vertèbre lombaire (L5)
- 4 - Pubis

Membre inférieur droit/gauche

- 5/11 - Condyle externe
- 6/12 - Condyle interne
- 7/13 - Malléole externe
- 8/14 - Malléole interne
- 9/15 - 2^{ème} métatarse
- 10/16 - Calcanéum

- Marqueur anatomique
- Marqueur technique

Figure 3.7 : marqueurs sur le bassin et les membres inférieurs.



Tête

- 17 - Vertex
- 18 - Tempe droite
- 19 - Tempe gauche

Membre supérieur droit/gauche

- 20/26 - Acromion
- 21/27 - Epicondyle latéral
- 22/28 - Epicondyle médial
- 23/29 - Styloïde radiale
- 24/30 - Styloïde cubitale
- 25/31 - 3^{ème} métacarpien

Tronc

- 32 - 7^{ème} vertèbre cervicale (C7)
- 33 - Manubrium
- 34 - Appendice xiphoïde

- Marqueur anatomique
- Marqueur technique
- ⊕ Marqueur anatomique pour les recherches futures

Figure 3.8 : marqueurs sur la tête, les membres supérieurs et le tronc.

2.2.3. Pré-acquisitions

Les pré-acquisitions sont, pour l'essentiel, des mesures de mouvements du sujet, faites avant la mesure du mouvement d'entrée dans le véhicule automobile. Ces mesures demandent 30 minutes. L'objectif des pré-acquisitions est multiple et vise après traitement des données recueillies à : 1) estimer la position du centre articulaire des hanches et des épaules, 2) estimer la position du marqueur situé en L5 lorsque celui-ci est occulté par le siège durant le mouvement d'entrée dans le véhicule, 3) estimer les longueurs segmentaires et 4) exprimer les trajectoires des pieds et du centre de gravité du tronc dans un repère local lié à la maquette physique. Sept pré-acquisitions sont réalisées :

- Les 4 premières acquisitions visent à estimer la position des centres articulaires des épaules et des hanches. Les sujets exécutent plusieurs mouvements : mouvements de flexion/extension, mouvements d'abduction/adduction et mouvements de rotation de la jambe droite et de la jambe gauche. Ces mêmes mouvements sont réalisés pour le bras droit et le bras gauche.
- La 5^{ème} pré-acquisition a pour objet l'estimation du marqueur situé en L5 lorsque celui-ci est masqué par le siège. Elle consiste à capturer le sujet en position assise sur un tabouret dans une position de « conduite » (figure 3.9).



Figure 3.9 : position assise sur un tabouret.

- La 6^{ème} pré-acquisition a pour objet le calcul des longueurs segmentaires. Les sujets sont en position debout, bras le long du corps, paumes de main en dedans (figure 3.10). C'est la position de référence en biomécanique (Chevrel *et al.*, 1995).



Figure 3.10 : position de référence.

- La dernière pré-acquisition capture 26 marqueurs placés sur la maquette physique (figure 3.11). Trois placés sur le bavolet gauche et droit, permettent de définir un repère lié à la maquette (dit repère Véhicule par la suite) (figure 3.11). Il est alors possible, par un simple changement de base, d'exprimer la trajectoire de tout marqueur ou position calculée dans le repère Véhicule (cf. §3.4). L'ensemble des marqueurs permet enfin de représenter numériquement la maquette physique en vis-à-vis du mouvement réalisé, reconstruit ou simulé.

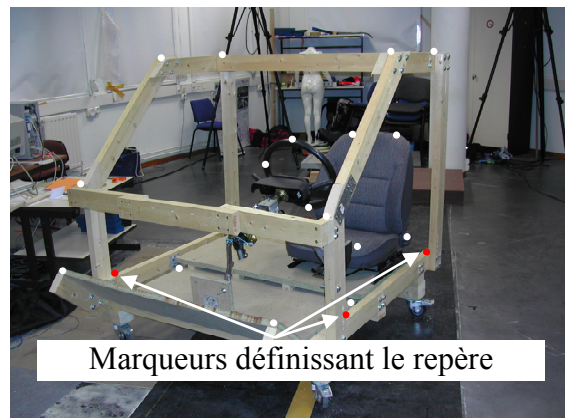


Figure 3.11 : marqueurs sur la maquette.

2.2.4. Mesure du mouvement d'entrée

Le sujet réalise plusieurs mouvements d'entrée pour se familiariser avec l'expérimentation. Lorsque le sujet est prêt, 4 mouvements d'entrée dans le véhicule automobile sont enregistrés à partir d'une position debout commune à tous les sujets (figure 3.12). L'expérimentation retenue, pour l'analyse, est celle présentant le moins de perte de marqueurs. Ces mesures demandent 15 minutes.

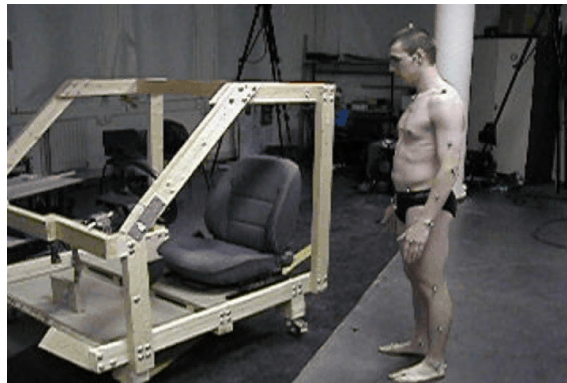
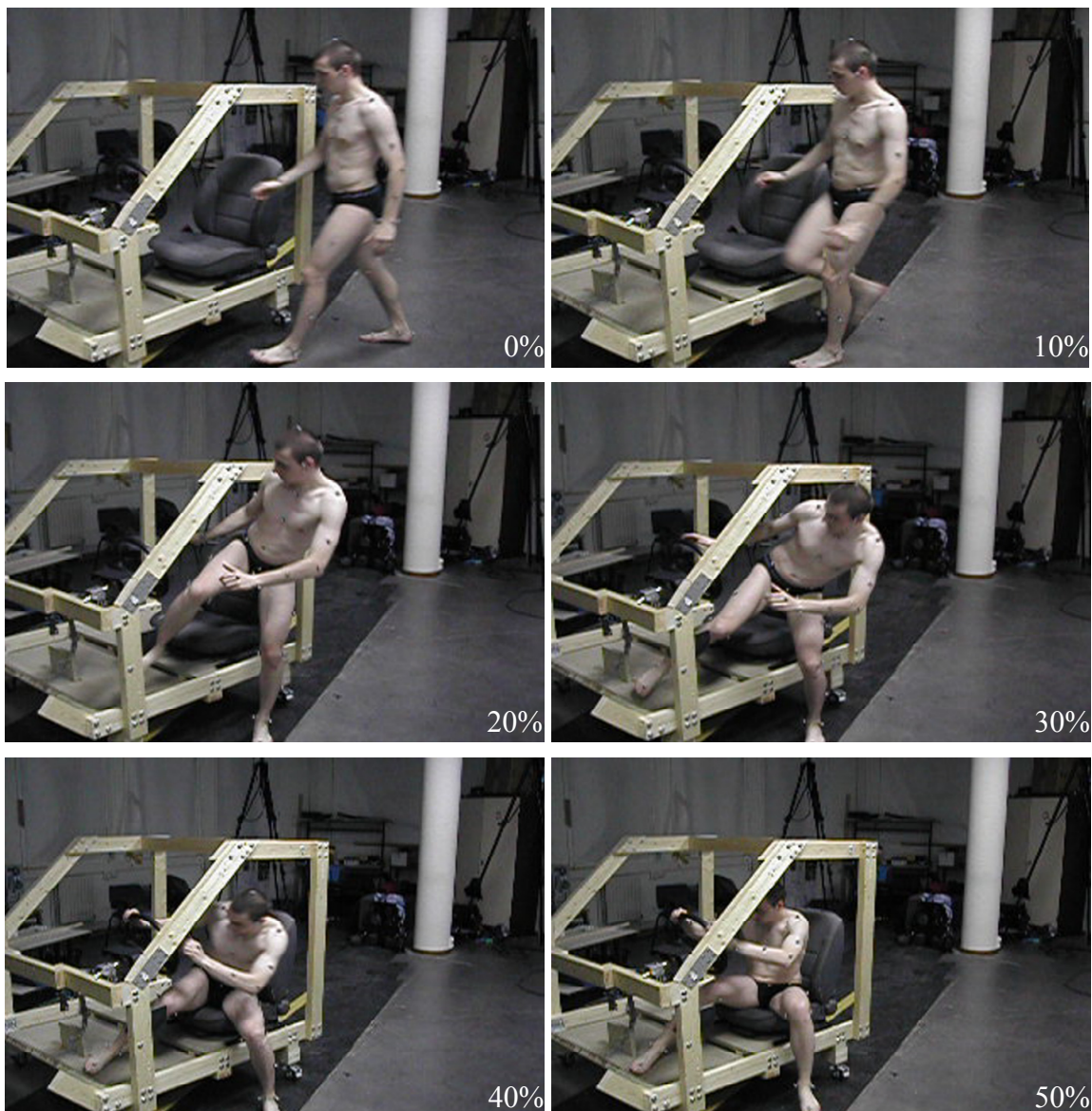


Figure 3.12 : position debout commune à tous les sujets avant la mesure du mouvement d'entrée.

La figure 3.13 présente plusieurs photos extraites du mouvement d'entrée réalisé par le sujet 09. Nous renvoyons le lecteur au paragraphe 3.6 pour la définition et le découpage du mouvement d'entrée dans le véhicule.



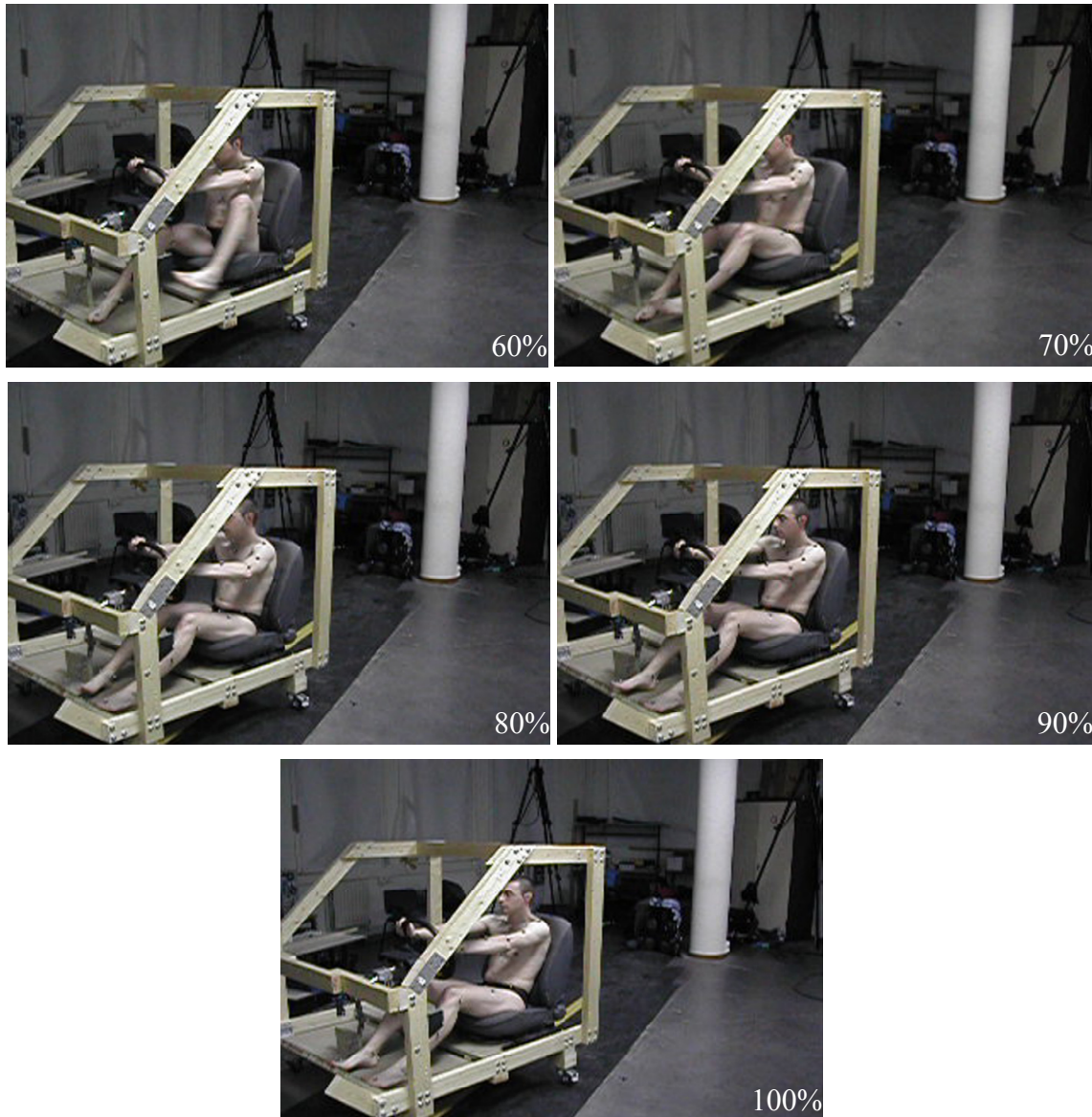


Figure 3.13 : mouvement d'entrée dans le véhicule automobile.

2.3. Conclusion

Un dispositif et un protocole expérimental ont été mis en place afin de recueillir des données tridimensionnelles concernant le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Le dispositif expérimental se compose du système de mesure du mouvement VICON 612, de 8 caméras haute résolution et d'une maquette physique en bois représentative d'un véhicule automobile. Trente huit marqueurs sont apposés sur la peau des sujets. Leur positionnement tient compte des recommandations émises par les instances officielles (ISB et ISG) en vue du calcul des angles articulaires nécessaires. Vingt et un sujets ont pris part aux expérimentations. Les expérimentations se décomposent en 7 pré-acquisitions visant à estimer certaines données manquantes ou inobservables (ex. longueur segmentaire, le centre articulaire des épaules et des hanches) et 4 mesures du mouvement d'entrée dans le véhicule automobile.

3. TRAITEMENT DES DONNÉES

L'objectif du traitement des données est de transformer ces données tridimensionnelles mesurées, en données utiles pour notre méthode (ex. les angles articulaires).

3.1. Estimation de la position spatiale du marqueur situé en L5

La position spatiale du marqueur posé à hauteur de la 5^{ème} vertèbre lombaire (L5) est une donnée nécessaire à l'estimation de la position du centre articulaire de la hanche (cf. §3.2.1). Malheureusement, lors du mouvement d'entrée, ce marqueur est masqué par le siège lorsque le sujet s'assoit dans la maquette physique. L'objectif de ce premier traitement est d'estimer la position tridimensionnelle du « marqueur L5 » dans le repère Global lorsque ce dernier est manquant. Pour cela, 2 calculs sont nécessaires :

- **1^{ère} étape** : on exprime la position spatiale du marqueur L5 dans le repère bassin

Cette étape exploite les données moyennées de la 5^{ème} pré-acquisition (cf. §2.2.3). Un repère local lié au bassin est créé grâce aux marqueurs situés sur le pubis et les épines iliaques antéro-postérieures (figure 3.14). L'origine du repère est le pubis. Le marqueur situé en L5 est alors exprimé dans ce repère :

$${}^B L5 = {}^G T_B^{-1} \times {}^G L5 \quad (3.1)$$

où ${}^B L5$ sont les coordonnées homogènes du marqueur L5 dans le repère Bassin (donnée recherchée dans cette étape), ${}^G T_B$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère Bassin dans le repère Global (donnée connue) et ${}^G L5$ sont les coordonnées homogènes du marqueur L5 dans le repère Global (donnée connue).

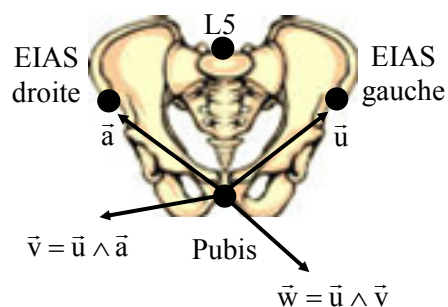


Figure 3.14 : repère (Pubis, \vec{u} , \vec{v} , \vec{w}) lié au bassin.

- **2^{ème} étape** : on exprime le marqueur L5 à chaque instant dans le repère Global.

Lors de la mesure du mouvement d'entrée, à chaque instant, un repère local lié au bassin est créé à l'aide des marqueurs précisés à l'étape 1. Lorsque le marqueur situé en L5 est occulté par le siège, sa position tridimensionnelle est estimée via l'équation suivante :

$${}^G L5(t) = {}^G T_B(t) \times {}^B L5 \quad (3.2)$$

où ${}^G L5(t)$ est la coordonnée homogène du marqueur en L5 à chaque instant t (donnée recherchée) exprimée dans le repère Global, ${}^G T_B(t)$ la matrice de transformation homogène exprimant le repère Bassin dans le repère Global à chaque instant t (donnée connue) et ${}^B L5$ sont les coordonnées homogènes du marqueur L5 dans le repère Bassin (donnée connue depuis la 1^{ère} étape).

Les figures 3.15 et 3.16 présentent les coordonnées tridimensionnelles du marqueur L5 avant et après son estimation dans le repère Global lors du mouvement d'entrée dans le véhicule automobile.

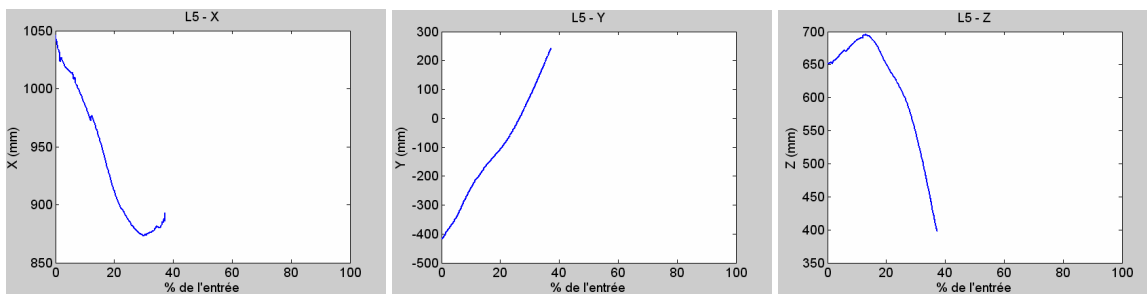


Figure 3.15 : coordonnées tridimensionnelles dans le repère Global du marqueur L5 avant son estimation (exemple).

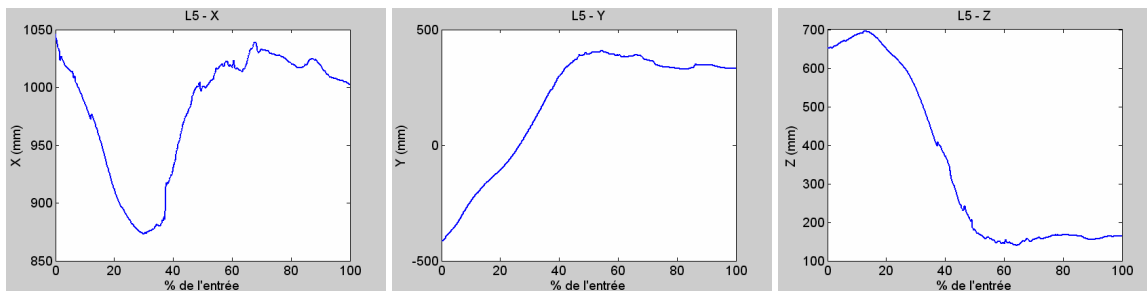


Figure 3.16 : coordonnées tridimensionnelles dans le repère Global du marqueur L5 après son estimation (exemple).

3.2. Estimation des positions spatiales des centres articulaires

La connaissance des positions spatiales des centres articulaires permet de calculer les longueurs segmentaires (distances entre 2 centres articulaires) et de déterminer les angles articulaires (cf. §3.7).

3.2.1. Calcul du centre articulaire de la hanche et de l'épaule

Les coordonnées tridimensionnelles dans le repère Global des centres articulaires de la hanche et de l'épaule sont estimées en appliquant la méthode fonctionnelle : le « sphere fitting » (Leardini *et al.*, 1999), (Piazza *et al.*, 2001) (figure 3.17). Ce 2^{ème} traitement exploite les 4 premières pré-acquisitions (cf. §2.2.3). L'approche suppose que, lors des mouvements de rotation du bras ou de la jambe, les marqueurs disposés sur le bras (épicondyle latéral,

épicondyle médial et marqueur technique) ou sur la cuisse (condyle externe, condyle interne et marqueur technique) décrivent des sphères. Il est supposé alors que toutes ces sphères ont un centre commun unique de rotation, à savoir, selon la pré-acquisition, le centre articulaire de l'épaule (l'articulation gléno-humérale plus précisément) ou le centre articulaire de la hanche. Dans le cas du calcul du centre articulaire de l'épaule, les trajectoires des marqueurs sont exprimées dans le repère Tronc. Pour le calcul du centre articulaire de la hanche, les trajectoires des marqueurs sont exprimées dans le repère Bassin utilisant l'estimation de la position spatiale du marqueur sur L5. L'algorithme retenu est celui de Gamage et Lasenby (2002) (cf. chapitre 1, §2.3.2.a).

Le calcul vise à minimiser la fonction F suivante :

$$F = \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N \left(\left| r_{ji} - r_c \right| - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \left| r_{jk} - r_c \right| \right)^2 \quad (3.3)$$

où M (3 dans notre étude) est le nombre de marqueurs sur le bras ou la cuisse, N le nombre d'instant durant le mouvement de rotation, r_{ji} la position du marqueur j à l'instant i et r_c le centre articulaire recherché.

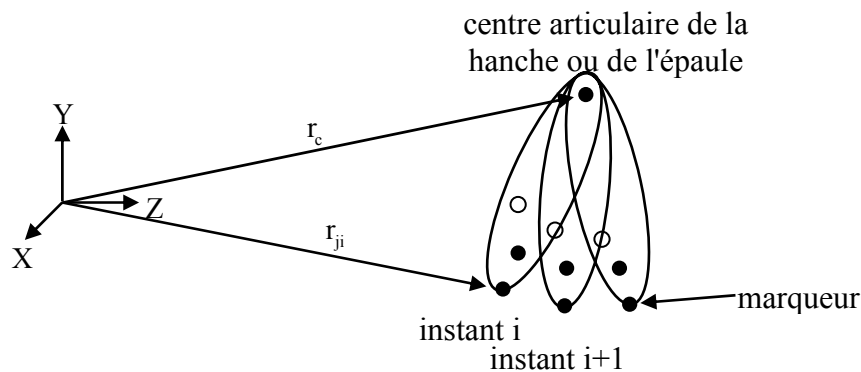


Figure 3.17 : estimation de la position tridimensionnelle du centre articulaire de la hanche ou de l'épaule dans le repère Bassin ou Tronc.

Les centres articulaires de l'épaule et de la hanche sont ensuite exprimés dans le repère Global. L'estimation du centre articulaire de la hanche permet d'obtenir la coordonnée de la hanche dans le repère tronc par l'équation suivante :

$${}^{\text{Tronc}}H = {}^G T_{\text{Tronc}}^{-1} \times {}^G H \quad (3.4)$$

où ${}^{\text{Tronc}}H$ est la coordonnée homogène de la hanche (droite ou gauche) dans le repère Tronc, ${}^G T_{\text{Tronc}}$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère Tronc dans le repère Global et ${}^G H$ est la coordonnée homogène de la hanche (droite ou gauche) dans le repère Global.

3.2.2. Calcul du centre articulaire du genou, de la cheville, du coude et du poignet

Le centre articulaire du genou, de la cheville, du coude et du poignet est caractérisé par le milieu des articulations (Cappozzo *et al.*, 1995). Le tableau 3.2 présente les marqueurs utiles pour le calcul des centres articulaires.

Centre articulaire	Point A	Point B	Calcul
Genou	Condyle externe	Condyle interne	$\text{centre}(t) = \frac{A(t) + B(t)}{2}$
Cheville	Malléole externe	Malléole interne	
Coude	Epicondyle latéral	Epicondyle médial	
Poignet	Styloïde radiale	Styloïde cubitale	

Tableau 3.2 : marqueurs utilisés pour le calcul du centre articulaire du genou, de la cheville, du coude et du poignet dans le repère Global.

3.3. Estimation du centre de masse du tronc

La table anthropométrique de de Leva (1996) est retenue pour calculer le centre de masse du tronc. Le segment tronc est défini par un point distal et un point proximal. Le point distal est la septième vertèbre cervicale (C7) et le point proximal est le milieu du segment défini par le centre articulaire de la hanche droite (HD) et de la hanche gauche (HG) (figure 3.18). La position du centre masse du tronc se trouve à 48.62% du point proximal.

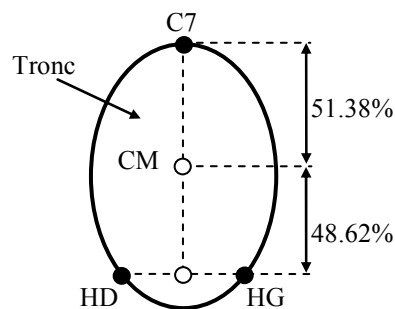


Figure 3.18 : localisation du centre de masse du tronc par rapport à C7 et aux hanches droites et gauches (de Leva, 1996).

La position spatiale dans le repère Global du centre de masse du tronc (CM) est déterminée à l'aide de l'équation suivante :

$$CM(t) = C7(t) + 0.5138 \times \left(\frac{HD(t) + HG(t)}{2} - C7(t) \right) \quad (3.5)$$

où $C7(t)$, $HD(t)$ et $HG(t)$ sont les positions tridimensionnelles du marqueur apposé en C7, du centre articulaire de la hanche droite et du centre articulaire de la hanche gauche dans le repère Global.

A ce stade des traitements, les données disponibles sont des coordonnées tridimensionnelles de marqueurs ou de points 3D calculés dans le repère Global. L'étape

suivante vise à exprimer les coordonnées tridimensionnelles des pieds et du centre de masse du tronc (les trajectoires nécessaires à l'approche) dans un repère lié au véhicule. L'objectif de ce traitement est d'homogénéiser spatialement ces données en vue de déterminer les points caractéristiques sur ces trajectoires conformément à l'approche proposée.

3.4. Calcul des trajectoires dans le repère véhicule

Le repère Véhicule retenu est conforme au repère défini dans l'industrie automobile à un détail près. L'origine du repère n'est pas le point H^* , mais un point, noté O_{veh} , situé à l'intersection entre le pied avant et le bavolet (figure 3.19). Un simple changement de base permet d'obtenir les coordonnées tridimensionnelles des pieds et du centre de masse du tronc dans le repère Véhicule.



Figure 3.19 : repère $(O_{veh}, \vec{X}_{veh}, \vec{Y}_{veh}, \vec{Z}_{veh})$ véhicule et la maquette.

Les coordonnées tridimensionnelles des pieds et du centre de masse du tronc dans le repère Véhicule se déduisent de l'équation ci-dessous :

$${}^{veh}P = {}^G T_{veh}^{-1} \times {}^G P \quad (3.6)$$

où ${}^{veh}P$ est la coordonnée homogène du pied (droit ou gauche) ou du centre de masse du tronc dans le repère Véhicule (donnée recherchée), ${}^G T_{veh}$ est la matrice de transformation homogène permettant le passage du repère Global au repère Véhicule (donnée connue) et ${}^G P$ est la coordonnée homogène du pied (droit ou gauche) ou du centre de masse du tronc dans le repère Global.

Les figures présentent les trajectoires du pied droit et du pied gauche dans le repère Véhicule lors de l'entrée dans le véhicule pour le sujet 09.

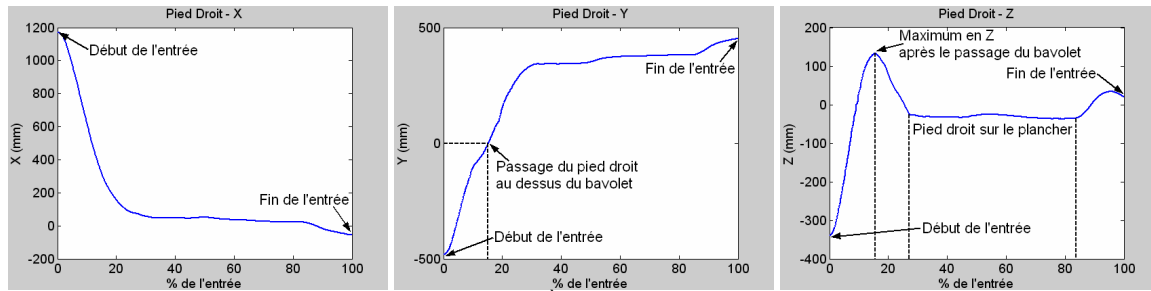


Figure 3.20 : trajectoires du pied droit (2^{ème} métatarse droit) dans le repère Véhicule du sujet 09.

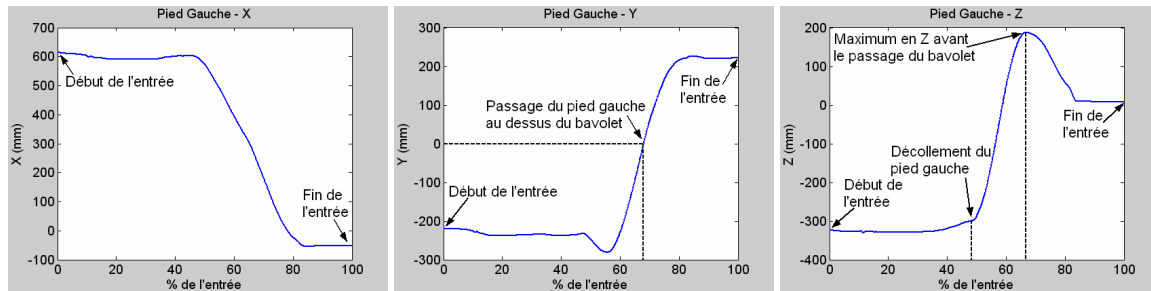


Figure 3.21 : trajectoires du pied gauche (2^{ème} métatarse gauche) dans le repère Véhicule du sujet 09.

Au début de l'entrée (cf. §3.6 pour une définition de l'entrée), le sujet se trouve à l'extérieur du véhicule, la coordonnée du pied droit suivant l'axe X est positive (figure 3.20a), suivant l'axe Y elle est négative (figure 3.20b) et la coordonnée suivant l'axe Z est aussi négative (figure 3.20c). Le sujet va d'abord entrer sa jambe droite en évitant le bavolet. Son pied droit est au dessus du bavolet à 15.2 % de l'entrée. Le sujet poursuit à monter son pied droit même après le passage du bavolet. Le maximum suivant l'axe Z est atteint à 15.5% du mouvement d'entrée. Ensuite, il redescend son pied droit pour le poser sur le plancher. Il sera en appui sur le plancher pendant environ 60% de l'entrée (figure 3.20c). À la moitié du mouvement, le sujet assis sur le siège, commence à rentrer sa jambe gauche dans le véhicule. Son pied gauche atteint le bavolet à 68% du mouvement (figure 3.21b). À cet instant, le sujet a déjà commencé la descente de son pied gauche vers le plancher. Le maximum en Z est en effet atteint à 66.8% (figure 3.21c). Au passage du bavolet, son pied gauche est plus haut que son pied droit (185.47mm contre 131.78mm). Une fois le pied gauche sur le plancher (80%), il repositionne son pied droit.

L'expression des trajectoires des pieds dans le repère Véhicule facilite donc la description du mouvement vis-à-vis du véhicule.

3.5. Filtrage des données

L'objectif de ce traitement est d'éliminer le bruit lié aux systèmes de mesure et aux conditions expérimentales. Les trajectoires tridimensionnelles des 38 marqueurs et les données calculées (marqueur en L5, centres articulaires, centre de masse du tronc) sont

filtrées via un filtre de Butterworth d'ordre 4 sans déphasage. Son utilisation est courante en biomécanique (Winter, 1990), (Allard *et al.*, 1990). L'analyse spectrale des trajectoires permet de déterminer la fréquence de coupure. Cette fréquence de coupure pour chaque trajectoire est calculée de façon à conserver plus de 98% de la puissance spectrale (figure 3.22). Celle-ci par exemple est égale à 6.8 Hz dans le cas de la coordonnée en X du centre de masse du tronc pour le sujet 09. Cette fréquence de coupure est sensiblement la même que celle déterminée par la méthode des résidus entre les données brutes et filtrées (7.2 Hz) (Winter, 1990).

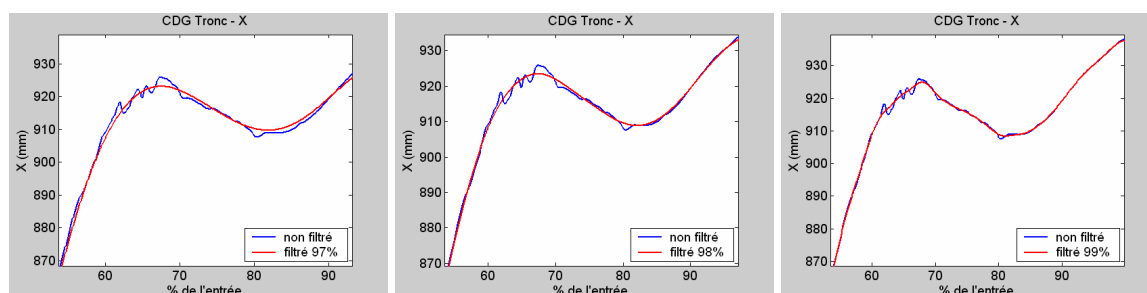


Figure 3.22 : coordonnée en X du centre de masse du tronc non filtrée et filtrée à 97%, 98% et 99 %.

La fréquence de coupure permettant de conserver plus de 97% de la puissance spectrale n'est pas retenue car le signal filtré s'écarte trop du signal mesuré (figure 3.22a). La fréquence de coupure permettant de conserver plus de 99% de la puissance spectrale n'est pas retenue car le signal filtré suit trop le signal mesuré (figure 3.22c). La fréquence de coupure permettant de conserver plus de 98% est retenue car elle offre un bon compromis entre conservation du signal et limitation du bruit (figure 3.22b).

3.6. Découpage du mouvement d'entrée dans le véhicule automobile

Le mouvement d'entrée dans le véhicule automobile commence lorsque le sujet lève totalement son pied droit avant d'entrer dans le véhicule. Le marqueur retenu pour déterminer le début de l'entrée est le marqueur posé sur le 2^{ème} métatarse droit. Un premier instant caractéristique est défini lorsque la coordonnée suivant l'axe Z du repère Véhicule est égale à 0 (figure 3.23). À partir de cet instant, la vitesse est parcourue dans le sens inverse du temps. Le mouvement d'entrée débute lorsque la vitesse du marqueur suivant l'axe Z est égale à 0 (figure 3.24).

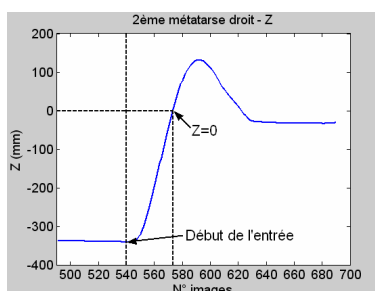


Figure 3.23 : coordonnée du 2^{ème} métatarse droit suivant l'axe Z du repère véhicule.

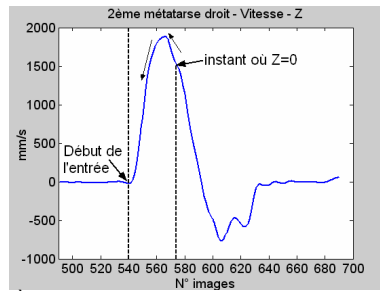


Figure 3.24: vitesse du 2^{ème} métatarsaire droit suivant l'axe Z du repère véhicule.

L'entrée se termine quand le sujet est assis dans son siège en position stable (après repositionnement éventuellement) avec les 2 mains sur le volant. Le repositionnement est un remplacement du pied droit en direction de la pédale d'accélération (inexistante). Les marqueurs utilisés pour la détection de la fin de l'entrée sont les marqueurs posés sur les 2^{ème} métacarpes et 2^{ème} métatarses droit et gauche. L'entrée se termine dès que la vitesse absolue des 4 marqueurs suivant l'axe Z du repère Véhicule est inférieure à 5 mm.s⁻¹ (figure 3.25 et 3.26).

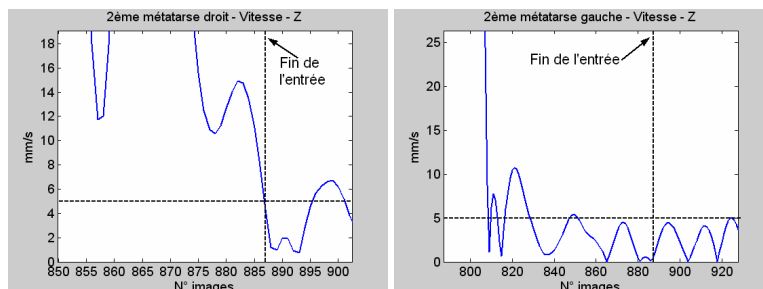


Figure 3.25 : vitesse du 2^{ème} métatarsaire droit et gauche suivant l'axe Z du repère véhicule.

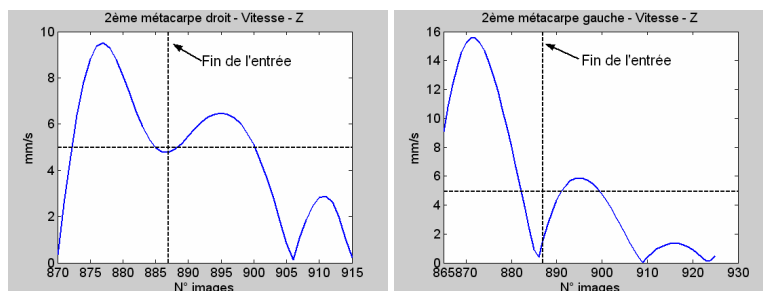


Figure 3.26: vitesse du 2^{ème} métacarpe droit et gauche suivant l'axe Z du repère véhicule.

A ce stade des traitements, les angles articulaires peuvent être calculés selon les recommandations des instances officielles (ISB et ISG).

3.7. Calcul des angles articulaires

Le calcul des angles articulaires suit les recommandations émises par l'ISB (International Society of Biomechanics) et l'ISG (International Shoulder Group). Les repères locaux associés aux segments corporels sont tirés de Wu *et al.* (2002;2005), van der Helm (1997). Les angles articulaires sont calculés suivant la convention de Grood et Suntay (1983).

Cette convention correspond à une succession de trois rotations autour de trois axes (cf. chapitre 1, §3.1). Le premier et le dernier axe proviennent des repères locaux des segments corporels en amont et en aval de l'articulation. Le deuxième axe résulte du produit vectoriel des deux autres axes. Par exemple, pour calculer l'angle du genou (figure 3.27), le premier axe est l'axe Z lié au fémur correspondant à un mouvement de flexion/extension. Le dernier axe est l'axe Y du tibia correspondant à un mouvement de rotation interne/externe. Le deuxième axe X résulte du produit vectoriel des axes Z et Y, et correspond à un mouvement d'abduction/adduction.

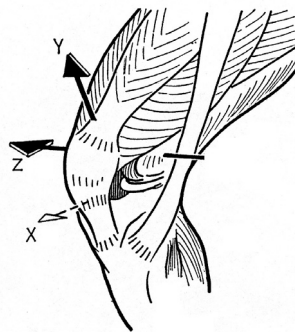


Figure 3.27 : repère local du genou.

Cette convention est adoptée pour les autres segments. Les tableaux suivants présentent la définition de chaque repère local associé aux segments corporels utiles et futurs (cf. chapitre 5, §3).

Axe	Description
Y_T	Point d'extrémité : manubrium (M)
	Point d'origine : sternum (S)
A_T	Point d'extrémité : C7
	Point d'origine : S
Z_T	$Y_T \wedge A_T$
X_T	$Y_T \wedge Z_T$

Tableau 3.3 : définition du repère local du tronc.

Axe	Description
Y_B	Point d'extrémité : centre épaule (E)
	Point d'origine : centre coude (C)
Y_{AB}	Point d'extrémité : C
	Point d'origine : centre poignet (P)
Z_B	$Y_B \wedge Y_{AB}$
X_B	$Y_B \wedge Z_B$

Tableau 3.4 : définition du repère local du bras.

Axe	Description
Y_{AB}	Point d'extrémité : centre coude (C)
	Point d'origine : centre poignet (P)
A_{AB}	Point d'extrémité : styloïde cubitale (SC)
	Point d'origine : styloïde radiale (SR)
X_{AB}	$Y_{AB} \wedge A_{AB}$
Z_{AB}	$X_{AB} \wedge Y_{AB}$

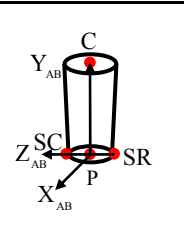


Tableau 3.5 : définition du repère local de l'avant-bras.

Axe	Description
Y_M	Point d'extrémité : centre poignet (P)
	Point d'origine : 3 ^{ème} métacarpe (M)
A_M	Point d'extrémité : styloïde cubitale (SC)
	Point d'origine : styloïde radiale (SR)
X_M	$Y_M \wedge A_M$
Z_M	$X_M \wedge Y_M$

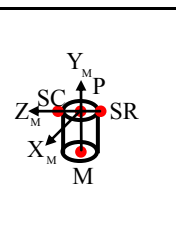


Tableau 3.6 : définition du repère local de la main.

Axe	Description
Y_C	Point d'extrémité : centre hanche (H)
	Point d'origine : centre genou (G)
A_C	Point d'extrémité : condyle externe (CE)
	Point d'origine : condyle interne (CI)
X_C	$Y_C \wedge A_C$
Z_C	$X_C \wedge Y_C$

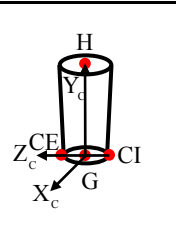


Tableau 3.7 : définition du repère local de la cuisse.

Axe	Description
Y_J	Point d'extrémité : centre genou (G)
	Point d'origine : centre cheville (C)
A_J	Point d'extrémité : malléole externe (ME)
	Point d'origine : malléole interne (MI)
X_J	$Y_J \wedge A_J$
Z_J	$X_J \wedge Y_J$

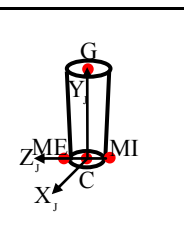


Tableau 3.8 : définition du repère local de la jambe.

Axe	Description
X_p	Point d'extrémité : 2 ^{ème} métatarse (M)
	Point d'origine : centre cheville (C)
A_p	Point d'extrémité : malléole externe (ME)
	Point d'origine : malléole interne (MI)
Y_p	$A_p \wedge X_p$
Z_p	$X_p \wedge Y_p$

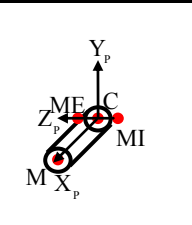


Tableau 3.9 : définition du repère local du pied.

Le calcul des angles articulaires comprend 3 étapes :

- **Étape n°1** : calcul de la matrice de transformation homogène ${}^G T_{\text{seg}}$ pour chaque segment corporel, où ${}^G T_{\text{seg}}$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère local lié au segment corporel dans le repère Global.
- **Étape n°2** : calcul de la matrice de transformation homogène définissant le repère du segment proximal dans le repère du segment distal. Par exemple, pour déterminer la matrice de transformation définissant le repère bras dans le repère tronc, ${}^{\text{Tronc}} T_{\text{Bras}}$, le calcul matriciel s'effectue de la manière suivante :

$${}^{\text{Tronc}} T_{\text{Bras}} = {}^G T_{\text{Tronc}}^{-1} \times {}^G T_{\text{Bras}} \quad (3.7)$$

où ${}^G T_{\text{Tronc}}$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère lié au Tronc dans le repère Global et ${}^G T_{\text{Bras}}$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère lié au Bras dans le repère Global.

Les matrices de transformation homogène ${}^{\text{Bras}} T_{\text{Avant bras}}$, ${}^{\text{Avant bras}} T_{\text{Main}}$, ${}^{\text{Tronc}} T_{\text{Cuisse}}$, ${}^{\text{Cuisse}} T_{\text{Jambe}}$ et ${}^{\text{Jambe}} T_{\text{Pied}}$ sont calculées de manière identique.

- **Étape n°3** : extraction des trois angles articulaires des matrices de transformation homogène. La séquence d'Euler ZXY (flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe) est retenue pour calculer les angles articulaires (Wu *et al.*, 2002), (Wu *et al.*, 2005). La matrice résultante de ces trois rotations successives est :

$$R = \begin{bmatrix} C\alpha C\gamma - S\alpha S\beta S\gamma & -S\alpha C\beta & C\alpha S\gamma + S\alpha S\beta C\gamma \\ S\alpha C\gamma + C\alpha S\beta S\gamma & C\alpha C\beta & S\alpha S\gamma - C\alpha S\beta C\gamma \\ -C\beta S\gamma & S\beta & C\beta C\gamma \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

L'angle α autour de l'axe z est égal à :

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{-R_{12}}{R_{22}} \right) \quad (3.9)$$

L'angle β autour de l'axe x est égal à :

$$\beta = \sin^{-1} (R_{32}) \quad (3.10)$$

L'angle γ autour de l'axe y est égal à :

$$\gamma = \tan^{-1} \left(\frac{-R_{31}}{R_{33}} \right) \quad (3.11)$$

3.7.1. Les angles articulaires calculés pour le modèle squelettique retenu

Le modèle de l'homme compte 14 degrés de liberté (cf. chapitre 2). Les mobilités sont données par la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe de

la hanche, la flexion/extension et la rotation interne/externe du genou, la flexion/extension et l'abduction/adduction de la cheville.

À titre d'exemples, les figures 3.28 à 3.30 présentent les angles de flexion/extension et de rotation interne/externe de la hanche droite et l'angle de flexion/extension du genou droit pour les sujets 09 et 10. Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.III.2 pour une présentation des autres angles articulaires pour ces mêmes sujets.

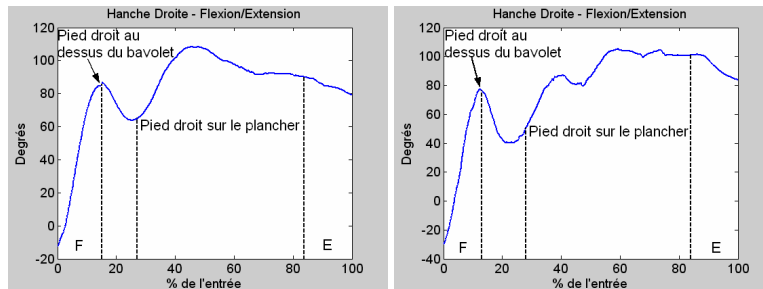


Figure 3.28 : angle de flexion/extension de la hanche droite du sujet 09 et du sujet 10.

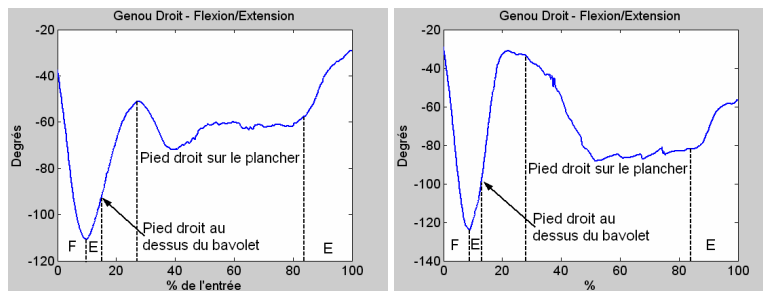


Figure 3.29 : angle de flexion/extension du genou droit du sujet 09 et du sujet 10.

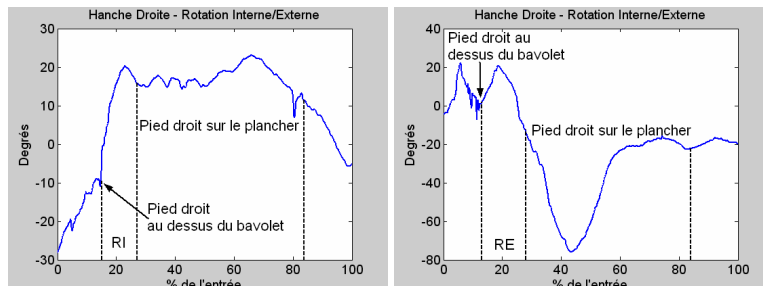


Figure 3.30 : angle de rotation interne/externe de la hanche droite du sujet 09 et du sujet 10.

Au début du mouvement d'entrée, les sujets 09 et 10 réalisent le même mouvement. Les sujets 09 et 10 passent le bavolet en effectuant tout d'abord une flexion de la hanche droite (angle croissant) (figure 3.28.a, figure 3.28.b), une flexion (angle décroissant) et une légère extension (angle croissant) du genou droit (figure 3.29.a, figure 3.29.b). Au passage du pied droit au dessus du bavolet, la cuisse droite est approximativement perpendiculaire au tronc (figure 3.28.a, figure 3.28.b). L'angle de flexion/extension du genou droit dépasse les 100° (figure 3.29.a, figure 3.29.b). Pour poser la jambe droite sur le plancher, les sujets 09 et 10 réalisent un mouvement différent. Le sujet 09 effectue un mouvement de rotation interne de la jambe droite (figure 3.30.a). Tandis que le sujet 10

exécute un mouvement de rotation externe (figure 3.30.b). Le sujet 09 a tendance à placer sa jambe droite à gauche du volant. Le sujet 10 place sa jambe à droite du volant. La dernière phase du mouvement est le remplacement de la jambe droite. Ce mouvement, effectué par les 2 sujets, est réalisé par une extension de la hanche (angle décroissant) (figure 3.28.a, figure 3.28.b) et du genou droit (angle croissant) (figure 3.29.a, figure 3.29.b).

Cette première description met en évidence l'existence de plusieurs stratégies pour entrer dans un véhicule automobile. Le chapitre IV revient plus amplement sur ce point.

3.7.2. Les angles articulaires calculés non pris en compte dans le modèle

Les angles articulaires calculés non pris en compte dans le modèle sont l'angle d'abduction/adduction du genou et l'angle de rotation interne/externe de la cheville. Ces angles sont pris en compte dans la méthode de calcul des angles articulaires (équations 3.8 à 3.10).

Les figures 3.31 et 3.32 présentent ces angles non pris en compte pour le sujet 09.

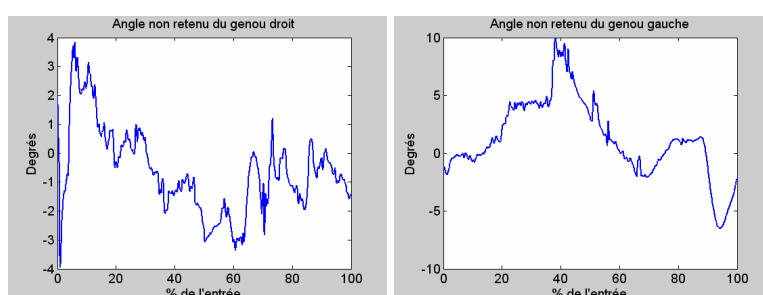


Figure 3.31 : angle non considéré du genou droit et gauche du sujet 09.

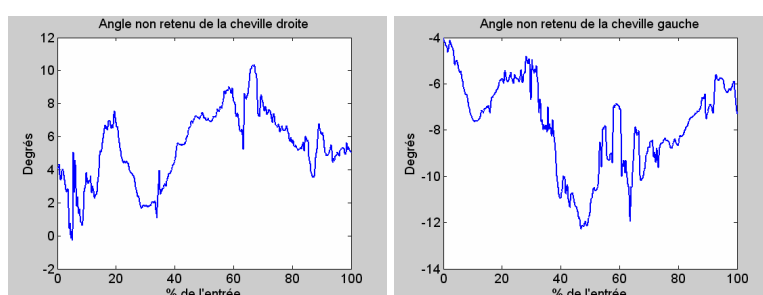


Figure 3.32 : angle non considéré de la cheville droite et gauche du sujet 09.

Ces angles n'ont pas une valeur nulle au cours du mouvement d'entrée dans le véhicule automobile. La trajectoire spatiale des pieds, reconstruite à l'aide du MGD, ne tient pas compte de ces angles dans son calcul. Une erreur doit exister entre celle-ci et la trajectoire mesurée (cf. chapitre 4).

3.8. Calcul de l'orientation spatiale du tronc dans le repère Véhicule

L'orientation spatiale du Tronc est tirée de l'équation 3.11 :

$${}^{\text{veh}}T_{\text{Tronc}} = {}^G T_{\text{veh}}^{-1} \times {}^G T_{\text{Tronc}} \quad (3.12)$$

où ${}^{\text{veh}}T_{\text{Tronc}}$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère lié au Tronc dans le repère Véhicule, ${}^G T_{\text{veh}}$ la matrice de transformation homogène permettant le passage du repère Global au repère Véhicule et ${}^G T_{\text{Tronc}}$ la matrice de transformation homogène définissant le repère lié au Tronc dans le repère Global.

On pose alors $R = {}^{\text{veh}}T_{\text{Tronc}}$.

L'angle de rotation autour de l'axe z du tronc est égal à :

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{R_{21}}{R_{11}} \right) \quad (3.13)$$

L'angle de rotation autour de l'axe y du tronc est égal à :

$$\beta = -\sin^{-1}(R_{31}) \quad (3.14)$$

L'angle de rotation autour de l'axe x du tronc est égal à :

$$\gamma = \tan^{-1} \left(\frac{R_{32}}{R_{33}} \right) \quad (3.15)$$

3.9. Conclusion

Les traitements réalisés ont pour objectif de transformer les données tridimensionnelles mesurées inutilisables directement, issues des expérimentations, en des données exploitables par la méthode proposée. Le premier traitement a permis d'estimer la position 3D du marqueur situé sur L5, lorsque celui-ci manque, nécessaire à l'estimation de du centre articulaire de la hanche. Le deuxième traitement a visé à estimer la position des centres articulaires de notre modèle. L'intérêt est double car les centres articulaires permettent de calculer les longueurs segmentaires et est un paramètre prépondérant au calcul des angles articulaires. Le troisième traitement a consisté à déterminer la position spatiale du centre de masse du tronc. Le quatrième traitement est le calcul permettant d'exprimer les données 3D dans le repère Véhicule à des fins d'homogénéisation spatiale des données. Le cinquième traitement vise à réduire le bruit présent dans les données mesurées ou calculées jusqu'à présent. La définition d'instantanés caractéristiques du mouvement d'entrée fait l'objet d'un sixième traitement qui permet d'homogénéiser temporellement les données. Le septième traitement est le calcul des angles articulaires. Les exemples présentés font apparaître d'une part, déjà des différences de stratégie dans le mouvement des membres inférieurs lors de l'entrée chez 2 sujets, et d'autre part qu'un biais doit exister entre les trajectoires mesurées et reconstruites des pieds. Enfin, le dernier traitement explicite le calcul de l'orientation spatiale du tronc dans le repère Véhicule.

4. CONCLUSION

La première partie de ce chapitre a présenté le protocole et le dispositif expérimental mis en place permettant de disposer d'une base de mouvements d'entrée dans un véhicule automobile. Le dispositif expérimental se compose du système optoélectronique VICON 612, de 8 caméras infrarouges et d'une maquette physique d'un véhicule automobile. Vingt et une personnes ont pris part aux expérimentations. Les sujets, munis de 38 marqueurs, exécutent deux séries d'acquisitions. Les premières acquisitions, dites pré-acquisitions, ont pour objet de fournir des mesures permettant après traitement d'estimer des données manquantes (L5) ou inobservables (ex. les centres articulaires). La deuxième série d'acquisitions concerne la mesure du mouvement d'entrée dans le véhicule automobile.

La deuxième partie de ce chapitre a présenté les différents traitements réalisés pour transformer ces données mesurées, encore inutilisables, en données exploitables et nécessaires à la méthode proposée pour prédire le mouvement d'entrée dans un véhicule. Successivement, les traitements présentés sont : 1) estimation de la position du marqueur situé en L5 en cas d'occultation, 2) estimation de la position des centres articulaires, 3) détermination de la trajectoire du centre de masse du tronc, 4) expression de la trajectoire tridimensionnelle des pieds, du centre de masse du tronc et de son orientation spatiale dans un repère lié véhicule (+filtrage). Enfin, le calcul des angles articulaires est présenté. Il se fait en respectant les conventions de l'ISB et de l'ISG.

Une base de mouvements d'entrée dans un véhicule automobile issue de sujets d'anthropométrie variable ne présentant aucune altération de l'appareil locomoteur a donc été constituée. Les données nécessaires à la méthode proposée ont été déterminées. La méthodologie de simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile peut donc être appliquée. Le chapitre suivant présente les résultats obtenus après chaque étape de la méthode proposée.

CHAPITRE IV

SIMULATION DU MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN VÉHICULE AUTOMOBILE - RÉSULTATS

Chapitre 4 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - Résultats

1. INTRODUCTION

Ce quatrième chapitre présente les résultats obtenus à chaque stade de la démarche proposée pour prédire le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Ce chapitre est divisé en 4 parties qui correspondent respectivement aux 4 étapes de la démarche. La première partie concerne la construction de la base de mouvements cohérents. Les résultats de l'identification et de la caractérisation des classes de mouvements d'entrée dans un véhicule automobile sont décrits dans la seconde partie. La troisième partie présente les résultats de la simulation des trajectoires des pieds et du tronc. Enfin, la dernière partie se focalise sur les résultats concernant la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

2. CONSTRUCTION DE LA BASE DE MOUVEMENTS COHÉRENTS

Cette partie introduit la construction de la base de mouvements cohérents. Il est tout d'abord montré l'existence d'une erreur en position en bout de chaîne cinématique. La création de la base de mouvements cohérents est ensuite abordée.

2.1. Erreurs sur les trajectoires des pieds calculées à partir des angles expérimentaux

Le paragraphe 3.7.2 du chapitre 3 a montré que les angles articulaires non considérés par le modèle étaient non nuls. Il avait été alors supposé l'existence d'une erreur entre la trajectoire mesurée et la trajectoire reconstruite des pieds.

Dans ce contexte, la reconstruction des trajectoires des pieds a été réalisée à partir des angles expérimentaux comme décrit au paragraphe 4.3 du chapitre 2. Les figures 4.1 et 4.2 présentent les composantes en X, Y et Z de la trajectoire mesurée et reconstruite du pied droit et du pied gauche respectivement. Comme présumée, une erreur en position existe entre les trajectoires mesurées et les trajectoires reconstruites.

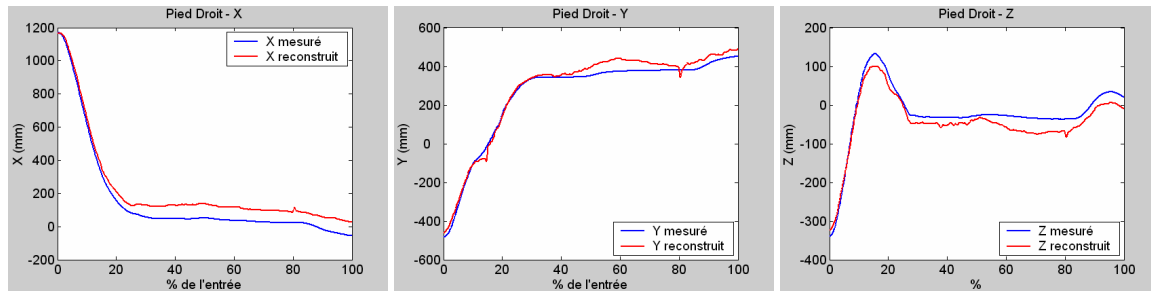


Figure 4.1 : composante en X, Y et Z de la trajectoire mesurée et reconstruite du pied droit dans le repère Véhicule du sujet 09.

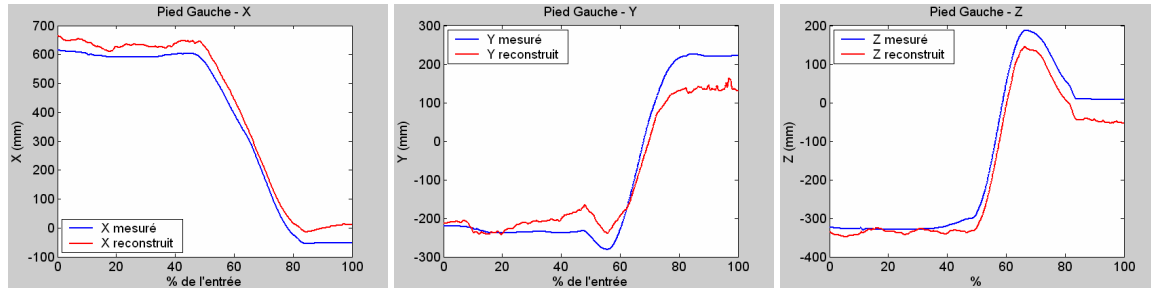


Figure 4.2 : composante en X, Y et Z de la trajectoire mesurée et reconstruite du pied gauche dans le repère Véhicule du sujet 09.

Le tableau 4.1 présente l'écart maximum entre les composantes X, Y et Z de la trajectoire mesurée et reconstruite du pied droit et du pied gauche pour chaque sujet. La moyenne de ces écarts maximums pour l'ensemble des sujets est donnée en dernière ligne.

Sujet	Pied Droit			Pied Gauche		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
S01	39.44	69.64	67.07	62.31	29.89	48.93
S02	67.06	78.99	74.43	89.90	74.29	38.56
S03	30.25	52.70	30.25	111.30	48.75	31.31
S04	2.03	54.95	32.72	109.21	48.83	53.18
S05	14.60	91.55	37.61	118.30	100.61	72.17
S06	32.74	60.92	51.88	96.09	32.03	57.00
S07	54.13	69.26	42.61	98.03	62.86	41.45
S08	5.53	48.50	4.93	59.84	84.50	61.70
S09	60.67	75.44	34.57	81.49	56.60	46.24
S10	24.37	72.86	37.86	68.71	53.47	55.82
S11	27.96	62.19	31.41	67.32	36.15	68.90
S12	37.34	62.48	20.91	128.44	43.27	39.76
S13	95.86	77.10	47.99	111.37	52.29	66.84
S14	81.16	81.02	29.20	122.54	58.92	38.92
S15	45.44	89.82	57.60	170.67	111.95	48.74
S16	7.34	53.24	48.07	129.92	112.23	35.17
S17	37.99	65.59	67.05	58.78	52.19	41.72
S18	8.95	78.47	22.30	54.02	76.49	44.46
S19	56.34	79.49	34.93	96.25	87.60	50.30
S20	48.44	38.24	36.38	46.32	10.49	34.09
S21	51.91	53.90	45.46	81.48	25.90	23.19
Moyenne	39.50	67.44	40.72	93.44	59.97	47.54
		49.22			66.98	

Tableau 4.1 : écart maximal entre les composantes X, Y et Z de la trajectoire mesurée et reconstruite du pied droit et du pied gauche pour chaque sujet et moyenne des écarts maximaux pour l'ensemble des sujets.

L'erreur moyenne maximale pour le pied droit est de 49.22 mm. Pour le pied gauche, l'erreur moyenne est de 66.98 mm. Ces erreurs de simulation peuvent impliquer des collisions, non réelles car non mesurées, avec l'habitacle. Le paragraphe suivant, qui aborde la correction du mouvement, tente d'apporter une solution à ce problème.

2.2. Construction de la base de mouvements cohérents

La construction de la base de mouvements cohérents demande la correction des angles articulaires calculés, à partir des données expérimentales, afin qu'après reconstruction les pieds suivent leurs trajectoires mesurées. La procédure suivie est celle décrite au paragraphe 4.4 du chapitre 2.

À titre d'exemples, les figures 4.3 à 4.8 présentent les angles articulaires avant et après correction pour le sujet 09. Les angles dits expérimentaux sont les angles avant correction, calculés à partir des données expérimentales (cf. chapitre 3, §3.7). Les angles dits corrigés sont les angles obtenus après correction. Ces angles corrigés permettent aux pieds, après reconstruction, de suivre leurs trajectoires mesurées.

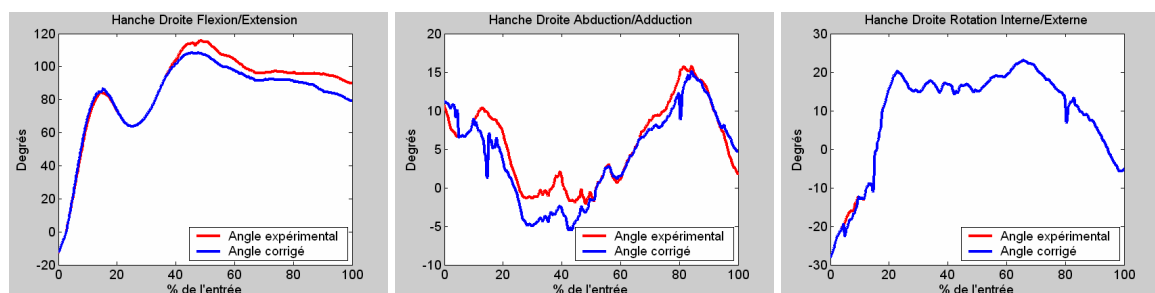


Figure 4.3 : angles expérimentaux et corrigés de la hanche droite du sujet 09.

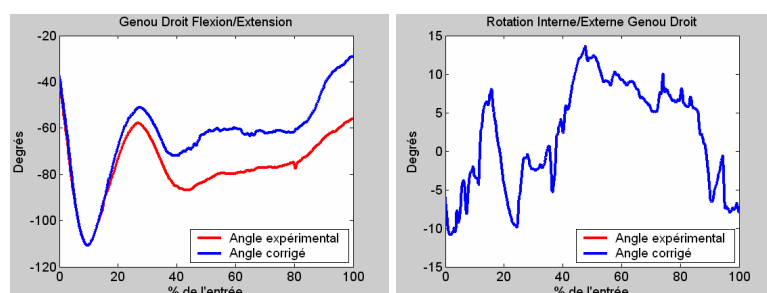


Figure 4.4 : angles expérimentaux et corrigés du genou droit du sujet 09.

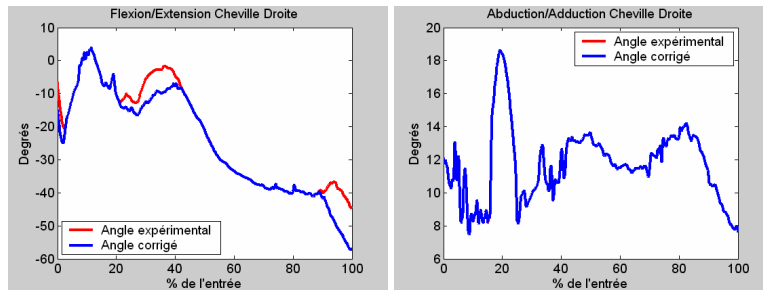


Figure 4.5 : angles expérimentaux et corrigés de la cheville droite du sujet 09.

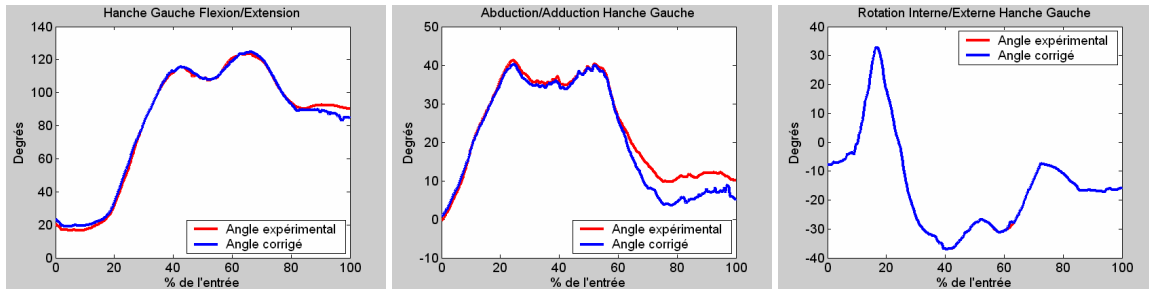


Figure 4.6 : angles expérimentaux et corrigés de la hanche gauche du sujet 09.

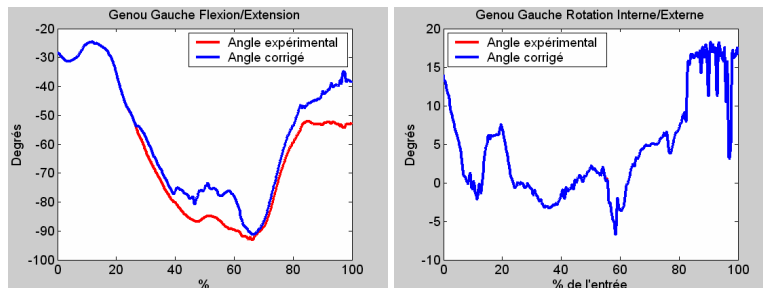


Figure 4.7 : angles expérimentaux et corrigés du genou gauche du sujet 09.

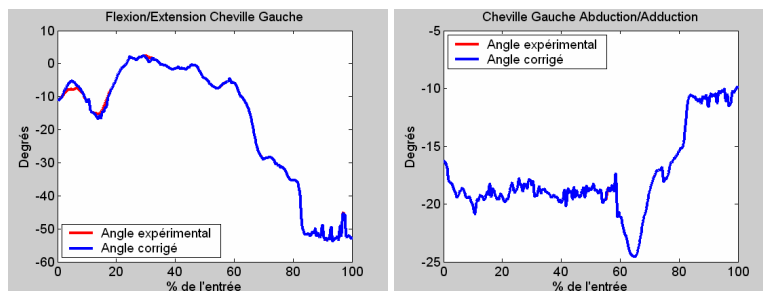


Figure 4.8 : angles expérimentaux et corrigés de la cheville gauche du sujet 09.

L'angle le plus modifié, par la procédure, est l'angle de flexion/extension du genou droit (figure 4.4). Certains angles comme la rotation interne/externe du genou droit et gauche (figure 4.4, figure 4.7 respectivement), l'abduction/adduction de la cheville droite et gauche (figure 4.5 et figure 4.8 respectivement) ne sont pas modifiés par la procédure mise en œuvre.

La correction a été appliquée pour chaque sujet. Elle a permis la construction de la base de mouvements cohérents.

3. IDENTIFICATION ET CARACTÉRISATION DES CLASSES DE MOUVEMENTS

L'identification et la caractérisation des classes de mouvements des membres inférieurs sont réalisées à partir des angles articulaires corrigés (flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe de la hanche, flexion/extension et rotation interne/externe du genou, flexion/extension et abduction/adduction de la cheville). Chaque angle articulaire est caractérisé par des valeurs d'appartenance à des fenêtres spatio-temporelles floues comme le décrit le paragraphe 5.3 du chapitre 2.

3.1. Identification des classes de mouvements

3.1.1. Analyse Factorielle des Correspondances Multiples

Deux tableaux de 1071 lignes (21 sujets \times 51 fenêtres temporelles) et de 21 colonnes (7 degrés de liberté \times 3 modalités) sont créés. Le premier tableau est constitué des valeurs d'appartenance des angles corrigés du membre inférieur droit aux fenêtres spatio-temporelles floues. Le deuxième tableau est composé des valeurs d'appartenance des angles corrigés du membre inférieur gauche aux fenêtres spatio-temporelles floues. L'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples a été tout d'abord réalisée sur le premier tableau puis sur le deuxième en appliquant la méthodologie proposée au paragraphe 5.4 du chapitre 2.

- Pour le membre inférieur droit, le premier plan factoriel présente près de 37 % de l'inertie pour les modalités spatiales. L'inertie des premiers plans est résumée dans le tableau 4.2.

Plan 1-2	Plan 3-4	Plan 5-6	plan7-8	plan 9-10
36.89 %	23.93 %	13.66 %	9.66	6.86 %

Tableau 4.2 : inertie des premiers plans factoriels pour le membre inférieur droit.

La figure 4.9 présente la projection des modalités spatiales du membre inférieur droit sur le premier plan factoriel. Chaque point représente un angle articulaire (flexion/extension (HD-F/E), abduction/adduction (HD-Ab/Ad) et rotation interne/externe (HD-Rot I/E) de la hanche droite, flexion/extension (GD-F/E) et rotation interne/externe (GD-Rot I/E) du genou droit, flexion/extension (ChD-F/E) et abduction/adduction (ChD-Ab/Ad) de la cheville droite) avec une des 3 modalités spatiales (Petit (P), Moyen (M) et Grand(G)).

- flexion/extension de la hanche droite (contribution à l'ordre de 10.1%).

• Pour le membre inférieur gauche, le premier plan factoriel présente 51% de l'inertie pour les modalités spatiales. Les inerties des autres plans factoriels sont présentées dans le tableau 4.4.

Plan 1-2	Plan 3-4	Plan 5-6	plan7-8	plan 9-10
51.55 %	16.39 %	11.89 %	8.53 %	5.84 %

Tableau 4.4 : inertie des premiers plans factoriels pour le membre inférieur gauche.

La figure 4.10 présente la projection des modalités spatiales de chaque angle articulaire du membre inférieur gauche sur le premier plan factoriel. Chaque point représente la modalité spatiale (Petit, Moyen et Grand) des angles articulaires (flexion/extension (HG-F/E), abduction/adduction (HG-Ab/Ad) et rotation interne/externe (HG-RotI/E) de la hanche gauche, flexion/extension (GG-F/E) et rotation interne/externe (GG-RotI/E) du genou gauche, flexion/extension (ChG-F/E) et abduction/adduction (ChG-Ab/Ad) de la cheville gauche). Le tableau 4.5 présente les contributions relatives des angles articulaires du membre inférieur gauche.

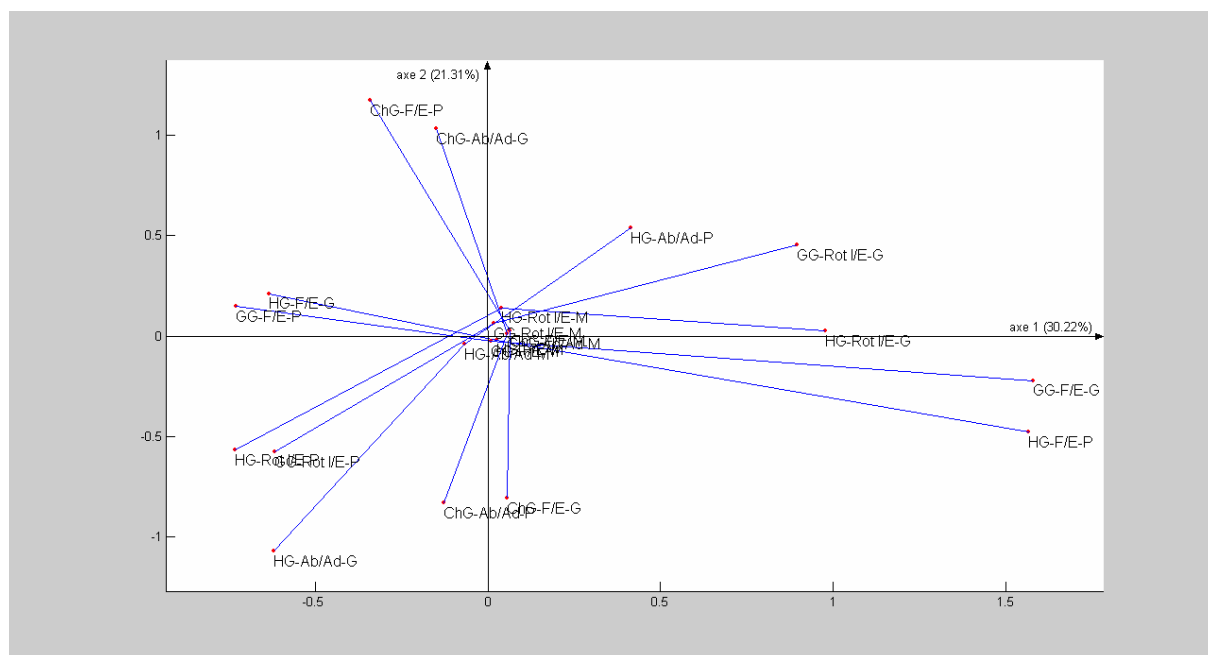


Figure 4.10 : plan (1,2) des points correspondant aux modalités spatiales pour le membre inférieur gauche.

	Axe 1	Axe 2
	Contribution relative	Contribution relative
Flexion/Extension Hanche	34 %	4.78 %
Abduction/Adduction Hanche	6.27 %	20.07 %
Rotation Interne/Externe Hanche	13.76 %	7.04 %
Flexion/Extension Genou	34.95 %	1.35 %
Rotation Interne/Externe Genou	9.08 %	7.09 %
Flexion/Extension Cheville	1.42 %	35.71 %
Abduction/Adduction Cheville	0.52 %	23.96 %

Tableau 4.5 : contribution relative des angles articulaires du membre inférieur gauche à la construction des axes 1 et 2.

L'axe 1 est principalement positionné par les variables suivantes :

- flexion/extension de la hanche gauche (contribution à l'ordre de 34%),
- rotation interne/externe de la hanche gauche (contribution à l'ordre de 13.8%),
- flexion/extension du genou gauche (contribution à l'ordre de 35%).

L'axe 2 est principalement positionné par les variables suivantes :

- flexion/extension de la cheville gauche (contribution à l'ordre de 35.8%),
- abduction/adduction de la cheville gauche (contribution à l'ordre de 24%).

Les angles de flexion/extension et de rotation interne/externe de la hanche, de flexion/extension du genou, de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville sont les angles articulaires discriminants pour le membre inférieur droit et gauche. Ces angles sont les angles retenus pour l'identification et la caractérisation des classes de mouvements des membres inférieurs.

3.1.2. Classification hiérarchique ascendante

La classification hiérarchique ascendante est appliquée sur le tableau regroupant les valeurs d'appartenance des angles articulaires discriminants du membre inférieur droit et gauche aux fenêtres spatio-temporelles floues comme décrit au paragraphe 5.5 du chapitre 2.

La figure 4.11 présente le dendrogramme obtenu après application de la classification hiérarchique ascendante. Ce graphique présente la hiérarchie des partitions en fonction de la distance d'agrégation entre chaque partition.

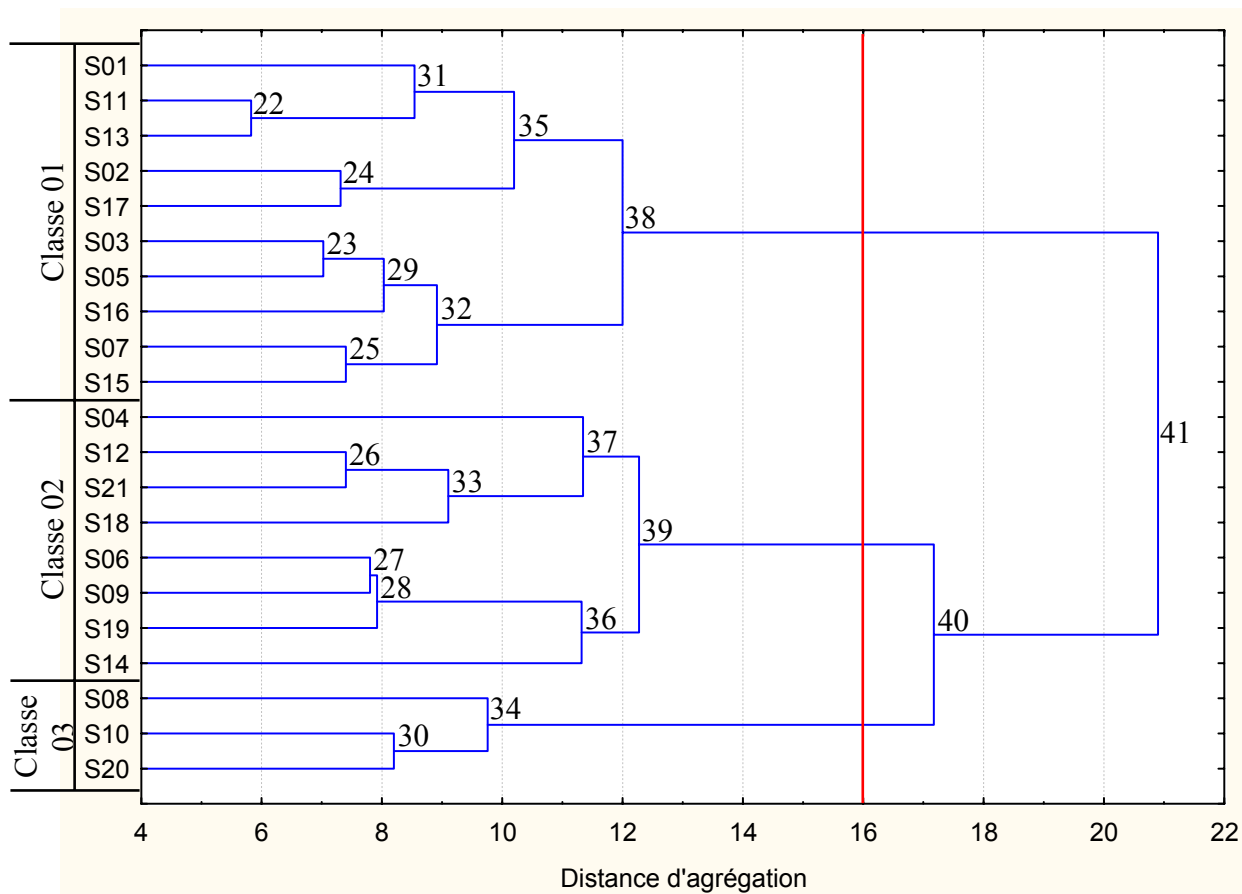


Figure 4.11 : dendrogramme horizontal.

L'histogramme des distances d'agrégation est présenté à la figure 4.12. Il représente la distance d'agrégation pour chaque nœud du dendrogramme.

La courbe des distances d'agrégation montre un palier important entre les nœuds 40 et 39. La distance d'agrégation au nœud 40 est de 17.17, elle est de 12.27 au nœud 39 (figure 4.12). La perte de distance est donc de 4.89. Elle est 4 fois plus importante que la perte maximale de distance (1.12) entre les nœuds 22 et 39.

La lecture du dendrogramme et de la courbe des distances d'agrégation suggère l'existence de trois classes de mouvements. La classe 01 comporte 10 individus. La classe 02 est composée de 8 individus. La troisième classe comprend 3 individus (figure 4.11). Nous renvoyons le lecteur au paragraphe 3.2 pour une description de ces classes.

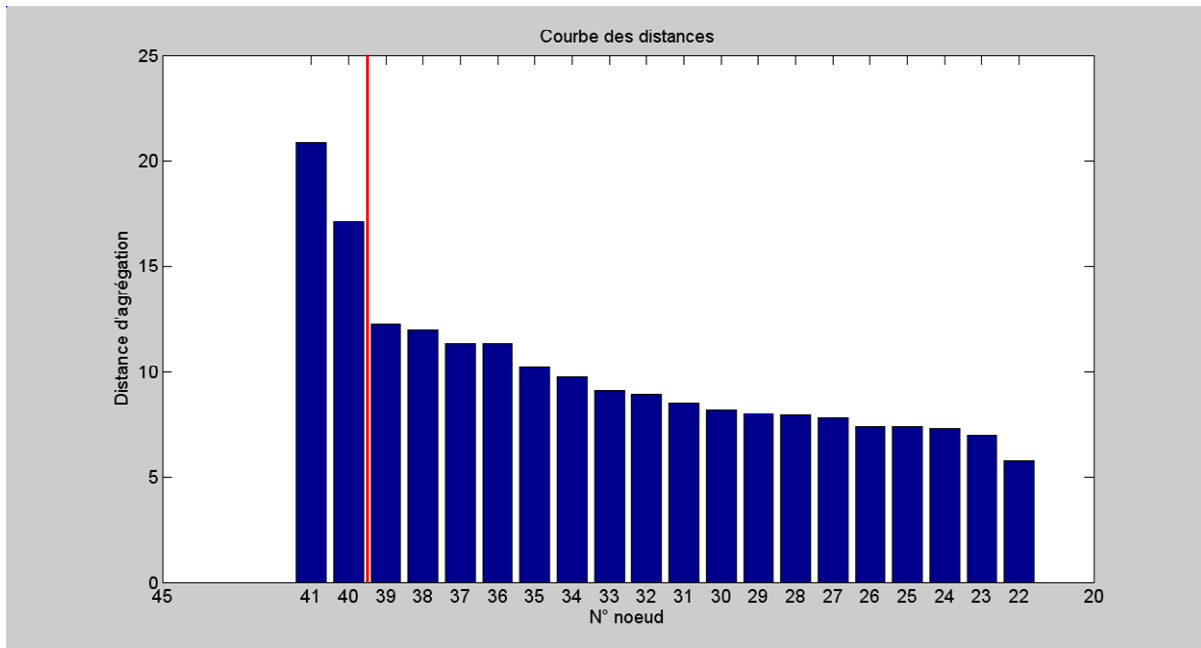


Figure 4.12 : histogramme des distances d'agrégation.

3.1.3. Sujet représentant

Le sujet fictif est tout d'abord calculé pour chaque classe de mouvements comme le précise le paragraphe 5.6 du chapitre 2. Le sujet fictif a pour caractéristique la moyenne des valeurs d'appartenance des angles articulaires pertinents aux fenêtres spatio-temporelles floues des sujets définissant la classe. Le tableau 4.6 présente, à titre indicatif, quelques valeurs d'appartenance des trois sujets fictifs.

		Fenêtre temporelle 1						...	Fenêtre temporelle 51							
		HD F/E			...	ChG Ab/Ad			...	HD F/E			...	ChG Ab/Ad		
		P	M	G		P	M	G	...	P	M	G		P	M	G
Classe 01	Sujet fictif	0.61	0.39	0		0	0.41	0.59		0	0.61	0.39		0	0.16	0.84
Classe 02	Sujet fictif	0.71	0.29	0		0.05	0.47	0.48		0	0.72	0.28		0	0.19	0.81
Classe 03	Sujet fictif	0.72	0.28	0		0	0.49	0.51		0	0.64	0.36		0	0.22	0.78

Tableau 4.6 : valeurs d'appartenance des angles articulaires pertinents aux fenêtres spatio-temporelles floues pour les 3 sujets fictifs.

Pour chacune des classes, les distances entre le sujet moyen fictif et les autres sujets sont calculées en utilisant l'équation 2.17 (cf. chapitre 2, §5.6). Les tableaux 4.7, 4.8 et 4.9 présentent les distances calculées.

Ces tableaux montrent que l'éloignement des sujets par rapport au sujet moyen fictif n'est pas proportionnel à la taille. La taille ne peut donc pas être retenue comme seul critère d'inclusion d'un sujet dans une classe.

		Sujets de la classe 01									
		S01	S02	S03	S05	S07	S11	S13	S15	S16	S17
Distance		19.87	21.70	17.31	21.50	16	15.61	21.34	21.38	25.70	16.42
Taille (cm)		180	182	173	178	179	184	175	173	189	184

Tableau 4.7 : distance entre le sujet moyen fictif et les autres sujets de la classe 01 et taille des sujets de la classe 01.

		Sujets de la classe 02							
		S04	S06	S09	S12	S14	S18	S19	S21
Distance		23.2	19.19	14.51	14.84	22.59	20.97	21.34	21.17
Taille (cm)		185	175	178	167	176	170	171	165

Tableau 4.8 : distance entre le sujet moyen fictif et les autres sujets de la classe 02 et taille des sujets de la classe 02.

		Sujets de la classe 03		
		S08	S10	S20
Distance		23.19	15.08	21.62
Taille (cm)		180	173	167

Tableau 4.9 : distance entre le sujet moyen fictif et les autres sujets de la classe 03 et taille des sujets de la classe 03.

Le représentant d'une classe de mouvement est le sujet qui a la plus petite distance avec le sujet moyen fictif. Le représentant de la classe 01 est le sujet S11 avec une distance de 15.61. Celui de la classe 02 est le sujet S09 avec une distance de 14.51. La dernière classe est représentée par le sujet 10 avec une distance de 15.08.

3.2. Description des classes de mouvements

Les représentants de chaque classe de mouvements peuvent être caractérisés par la trajectoire de leurs pieds et du centre de masse de leur tronc, par l'orientation spatiale de leur tronc et par leurs angles articulaires pertinents. Les angles discriminants, identifiés par l'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples, de ces trois représentants permettent de décrire les classes de mouvements identifiées. Les 3 paragraphes suivants décrivent respectivement les 3 classes de mouvements mises en évidence. Le quatrième paragraphe compare les 3 classes de mouvements. Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.IV.1 pour la présentation des trajectoires des pieds, du centre de masse du tronc et de l'orientation spatiale du tronc pour les trois sujets représentants.

3.2.1. Description de la classe de mouvement 01

Pour placer son pied droit à l'intérieur du véhicule, le sujet 11 (S11) réalise un mouvement de flexion de la hanche droite (figure 4.13.a), une flexion et une légère extension du genou droit (figure 4.14). Avant même de passer le bavolet, le sujet 11 effectue déjà un mouvement d'extension du genou droit pour poser son pied droit sur le plancher. Le

mouvement de rotation de la jambe gauche (mouvement de rotation externe de la hanche gauche (figure 4.16.b)) permet de positionner le bassin afin que le sujet puisse s'asseoir dans le véhicule. Lorsque le pied droit est au dessus du bavolet, la hanche droite a une flexion de 90° (figure 4.13.a) et un genou droit fléchi à 113° avec un maximum de 120° (figure 4.14). Pour poser sa jambe droite sur le plancher, le sujet 11 exécute un mouvement d'extension (figure 4.13.a) et de rotation interne de la hanche droite (figure 4.13.b) et un mouvement d'extension du genou droit (figure 4.14). Le sujet 11 a une flexion de la hanche droite supérieure à 80° . Par conséquent, à la pose du pied droit sur le plancher, le pied droit du sujet 11 est proche du bavolet. Dès le début du mouvement d'entrée, le sujet 11 exécute un mouvement de flexion de la hanche gauche (figure 4.16.a) et du genou gauche (figure 4.17) pour pouvoir s'asseoir dans le véhicule. Après être assis, il réalise un mouvement de flexion de la hanche gauche tout en exécutant un mouvement de flexion du genou gauche. À cet instant, la hanche a une flexion de 118° (figure 4.16.a) et un angle de flexion du genou gauche de 90° (figure 4.17). La descente du pied gauche vers la pédale d'embrayage (non existante) s'effectue par une extension de la hanche gauche (figure 4.16.a) et du genou gauche (figure 4.17). Le sujet replace tout d'abord son pied droit puis son pied gauche.

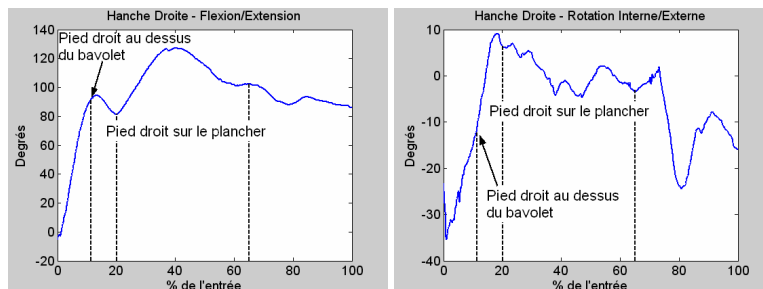


Figure 4.13 : angle de flexion/extension et de rotation interne/externe de la hanche droite du sujet 11, représentant de la classe 01.

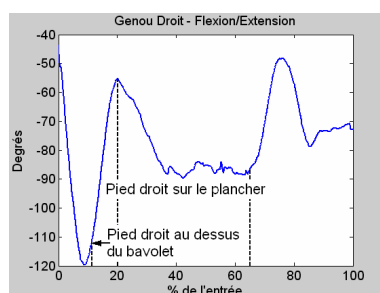


Figure 4.14 : angle de flexion/extension du genou droit du sujet 11, représentant de la classe 01.

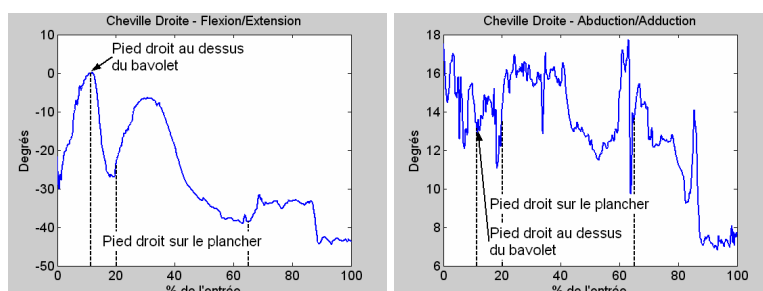


Figure 4.15 : angle de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville droite du sujet 11, représentant de la classe 01.

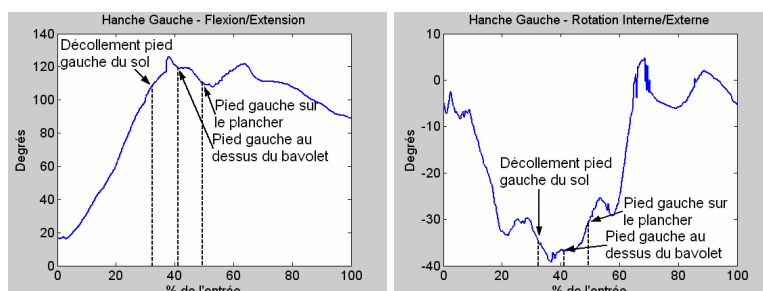


Figure 4.16 : angle de flexion/extension et de rotation interne/externe de la hanche gauche du sujet 11, représentant de la classe 01.

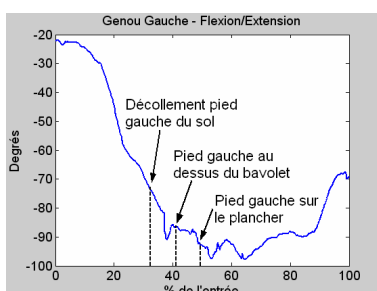


Figure 4.17 : angle de flexion/extension du genou gauche du sujet 11, représentant de la classe 01.

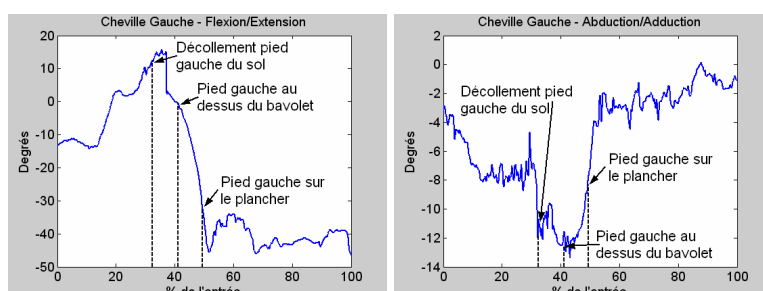


Figure 4.18 : angle de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville gauche du sujet 11, représentant de la classe 01.

3.2.2. Description de la classe de mouvement 02

Pour passer sa jambe droite au dessus du bavolet, le sujet 09 (S09) réalise un mouvement de flexion de la hanche droite (figure 4.19.a), une flexion et une légère extension du genou droit (figure 4.20). Avant même d'avoir franchi le bavolet, le sujet commence déjà à

exécuter le mouvement de descente de la jambe droite vers le plancher. Le pied gauche, durant cette partie du mouvement, reste au même endroit. Le sujet, en équilibre sur la pointe des pieds, exécute un mouvement de rotation de la jambe gauche en effectuant un mouvement de rotation externe de la hanche gauche (figure 4.22.b) et une extension de la cheville gauche (figure 4.25.a). Au passage du bavolet, la cuisse droite est presque perpendiculaire au tronc (figure 4.19.a). L'angle de flexion/extension du genou droit est supérieur à 100° (figure 4.20). Pour poser la jambe droite sur le plancher, le sujet 09 effectue un mouvement de rotation interne de hanche droite (figure 4.19.b). Ce qui implique le placement de la jambe droite à gauche du volant. L'angle de flexion de la hanche droite et du genou droit diminue jusque la pose du pied droit sur le plancher (figure 4.19.a, figure 4.20). Le sujet, dans le même temps, se prépare à s'asseoir dans le véhicule. Une fois assis, il réalise un mouvement de flexion de la hanche gauche (figure 4.22.a) et d'extension du genou gauche (figure 4.23) pour passer son pied gauche au dessus du bavolet et atteindre la pédale d'embrayage. Au passage du bavolet, la hanche gauche a un angle de flexion de 120° (figure 4.22.a) et l'angle de flexion/extension du genou est de 90° (figure 4.23). Le sujet 09 réalise un dernier mouvement de remplacement de la jambe droite. Ce mouvement est réalisé par une extension de la hanche droite (figure 4.19.a) et du genou droit (figure 4.20).

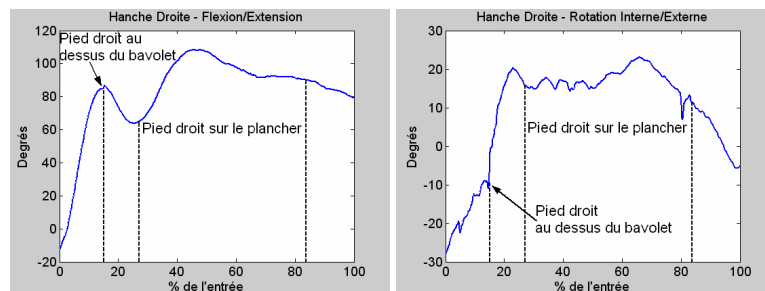


Figure 4.19 : angle de flexion/extension et de rotation interne/externe de la hanche droite du sujet 09, représentant de la classe 02.

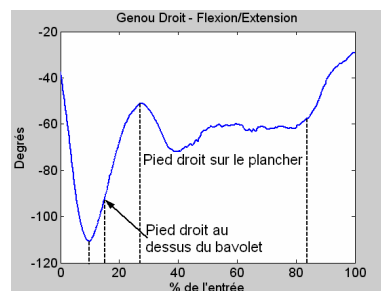


Figure 4.20 : angle de flexion/extension du genou droit du sujet 09, représentant de la classe 02.

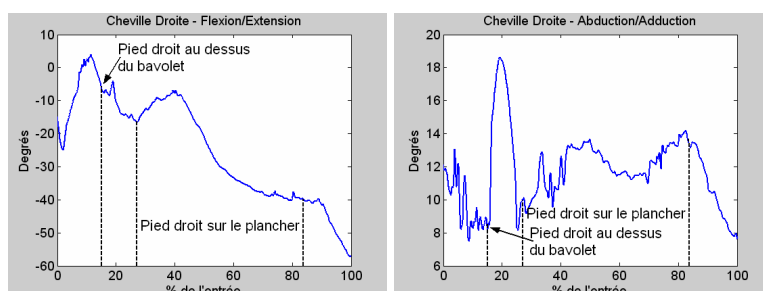


Figure 4.21 : angle de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville droite du sujet 09, représentant de la classe 02.

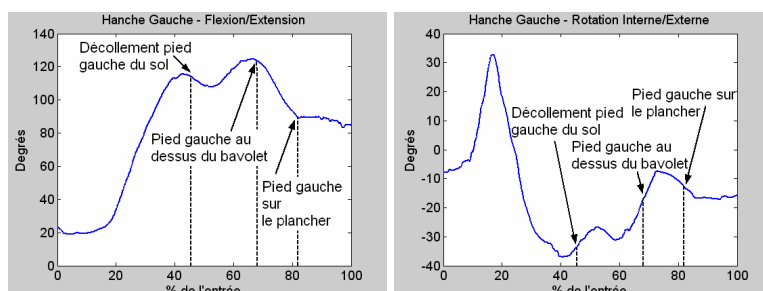


Figure 4.22 : angle de flexion/extension et de rotation interne de la hanche gauche du sujet 09, représentant de la classe 02.

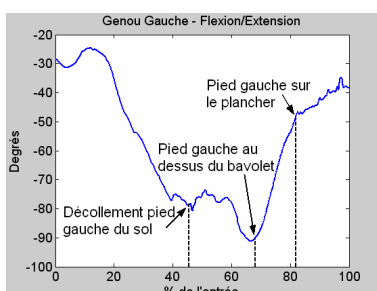


Figure 4.23 : angle de flexion/extension du genou gauche du sujet 09, représentant de la classe 02.

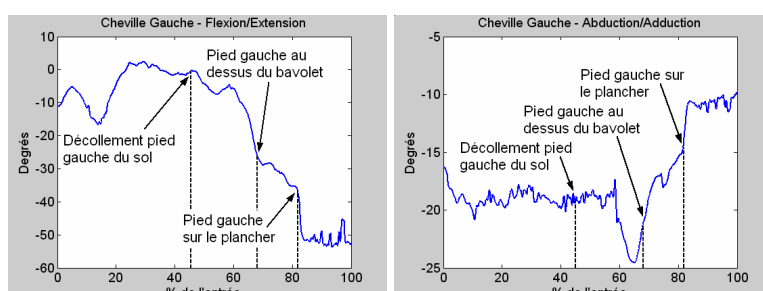


Figure 4.24 : angle de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville gauche du sujet 09, représentant de la classe 02.

3.2.3. Description de la classe de mouvement 03

Pour franchir le bavolet, le sujet 10 (S10) réalise également une flexion de la hanche droite (figure 4.25.a) avec une flexion suivie d'une légère extension du genou droit (figure 4.26). Cette extension indique qu'il commence à exécuter son mouvement de pose du

Le pied droit sur le plancher avant de passer le bavolet. Lorsque son pied droit est au-dessus du bavolet, l'angle de flexion/extension de la hanche droite est inférieur à 80° (figure 4.25.a) et l'angle de flexion/extension du genou droit est de 100° (figure 4.26). Le pied gauche reste à la même position et le sujet 10 ne réalise pas de mouvement de rotation du pied gauche. Pour placer son pied droit sur le plancher, il effectue un mouvement de rotation externe de la hanche droite (figure 4.25.b). Sa jambe droite est donc à droite du volant, ce qui implique à la hanche gauche d'effectuer un mouvement de rotation interne (figure 4.28.b). Le sujet assis, peut désormais lever sa jambe gauche tout en évitant le bavolet. Il réalise un mouvement de flexion de la hanche gauche (figure 4.28.a) en même temps qu'un mouvement d'extension du genou gauche (figure 4.29). Au dessus du bavolet, la flexion de la hanche gauche est de 115° (figure 4.28.a) et le genou gauche est fléchi à 100° (figure 4.29). Une fois le pied gauche sur le plancher, le sujet 10 repositionne sa jambe droite pour atteindre la pédale d'accélération par une extension de la hanche droite (figure 4.25.a) et du genou droit (figure 4.26).

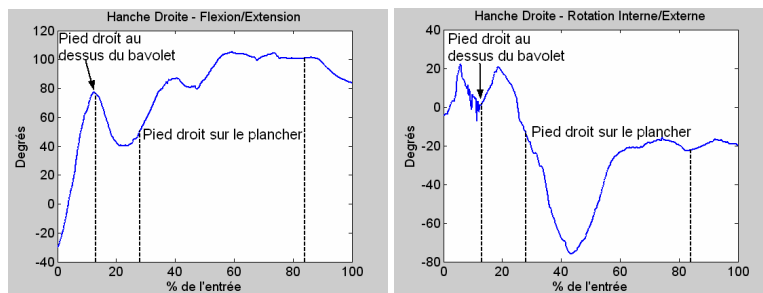


Figure 4.25 : angle de flexion/extension et de rotation interne/externe de la hanche droite du sujet 10, représentant de la classe 03.

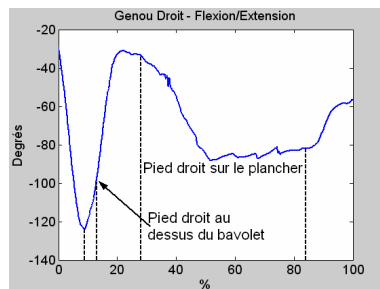


Figure 4.26 : angle de flexion/extension du genou droit du sujet 10, représentant de la classe 03.

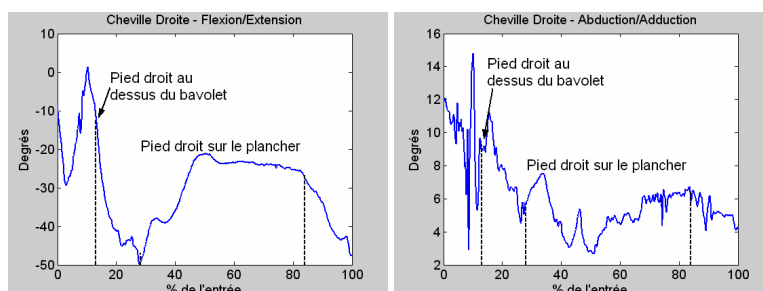


Figure 4.27 : angle de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville droite du sujet 10, représentant de la classe 03.

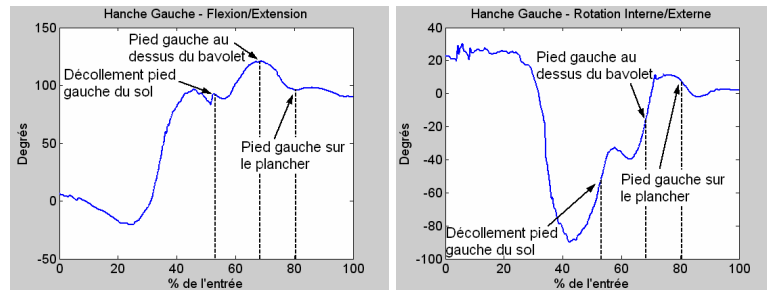


Figure 4.28 : angle de flexion/extension et de rotation interne de la hanche gauche du sujet 10, représentant de la classe 03.

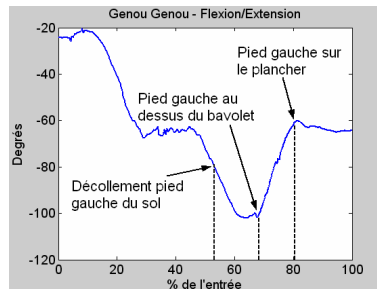


Figure 4.29 : angle de flexion/extension du genou gauche du sujet 10, représentant de la classe 03.

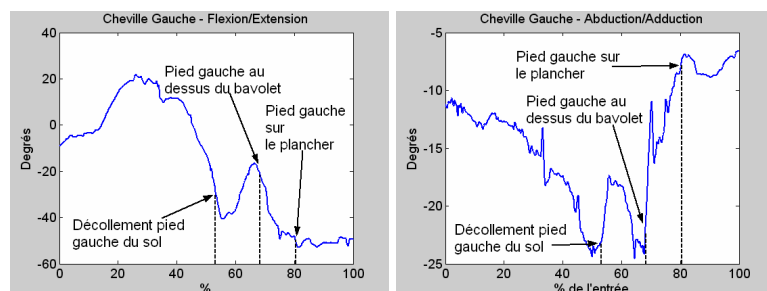


Figure 4.30 : angle de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville gauche du sujet 10, représentant de la classe 03.

3.2.4. Différentes stratégies d'entrée dans un véhicule

Pour franchir le bavolet, tous les sujets réalisent un mouvement de flexion de la hanche droite et une flexion puis une légère extension du genou droit. Cette extension du genou réalisée avant de passer leur pied droit au dessus du bavolet indique que les sujets commencent à effectuer leur mouvement de pose du pied droit sur le plancher.

Pour poser leur jambe droite sur le plancher, les sujets 09 et 11 exécutent un mouvement d'extension et de rotation interne de la hanche droite et un mouvement d'extension du genou droit. À la pose du pied droit sur le plancher, le sujet 11 a une flexion de la hanche droite supérieure à 80° tandis que le sujet 09 a une flexion de la hanche droite supérieure à 60° . À la pose du pied droit sur le plancher, le pied droit du sujet 11 est plus proche du bavolet que celui du sujet 09. Le sujet 10, quant à lui, réalise un mouvement de rotation externe de la hanche droite pour placer son pied droit sur le plancher. Son pied droit est alors posé à gauche du volant.

Lorsque les sujets sont en équilibre sur leur pied gauche et réalisent le mouvement de franchissement du pied droit au dessus du bavolet, le mouvement de la jambe gauche est aussi différent selon les classes de mouvements. Les sujets 09 et 10 réalisent un mouvement de rotation externe de la hanche gauche et un mouvement d'extension de la cheville gauche tandis que le sujet 10 n'effectue pas ce mouvement.

En résumé,

- La classe de mouvements 01 rassemble les sujets qui réalisent un mouvement de rotation interne de la hanche droite pour passer le bavolet et qui posent leur pied droit sur le plancher près du bavolet et à gauche du volant. La classe de mouvements 01 sera appelée rotation interne hanche droite - pose pied droit proche du bavolet.

- La classe de mouvements 02 rassemble les sujets qui réalisent aussi une rotation interne de la hanche droite pour franchir le bavolet et qui posent leur pied droit à gauche du volant dans une position éloignée du bavolet. Cette classe de mouvements sera dénommée rotation interne hanche droite - pose pied droit éloignée du bavolet.

- La classe de mouvements 03 contient les sujets qui exécutent un mouvement de rotation externe de la hanche droite pour passer leur pied droit au dessus du bavolet et posent leur pied droit à droite du volant. La classe de mouvements 03 sera appelée rotation externe hanche droite.

3.3. Conclusion

Les résultats présentés dans ce paragraphe concernent l'analyse biomécanique du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile chez le sujet sain. Une Analyse Factorielle des Correspondances Multiples est appliquée sur les valeurs d'appartenance des angles articulaires corrigés du membre inférieur droit aux fenêtres spatio-temporelles floues puis sur le membre inférieur gauche. Les angles articulaires discriminants, pour le membre inférieur droit et gauche, sont l'angle de flexion/extension et de rotation interne/externe de la hanche, l'angle de flexion/extension du genou et l'angle de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville. Une classification hiérarchique ascendante est alors réalisée sur les valeurs d'appartenance de ces variables discriminantes aux fenêtres spatio-temporelles floues. Trois classes de mouvements des membres inférieurs sont mises en évidence. Un représentant est identifié pour chaque classe de mouvements. Chaque représentant a pour caractéristiques la trajectoire tridimensionnelle des pieds et du centre de masse du tronc, l'orientation spatiale du tronc et les angles articulaires pertinents mis sous la forme de valeurs d'appartenance. L'analyse de ces angles articulaires montre que les classes de mouvements 01 et 02 diffèrent de la classe de mouvement 03 par le mouvement de rotation interne de la hanche droite pour poser le pied droit sur le plancher. Le représentant de la classe 03 réalise un mouvement de rotation externe de la hanche droite pour poser son pied droit sur le plancher. Les classes de mouvements 01 et 02 sont différentes par le fait que le représentant de la classe de

mouvements 01 pose son pied droit sur le plancher à proximité du bavolet tandis que le représentant de la classe de mouvements 02 réalise une pose lointaine du pied droit dans le véhicule automobile.

4. SIMULATION DES TRAJECTOIRES DES PIEDS ET DU TRONC

Cette partie présente les résultats concernant la simulation des trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc comme décrit au paragraphe 6 du chapitre 2. Les 2 premiers paragraphes abordent la modélisation des points caractéristiques des trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc. Le troisième paragraphe présente les résultats concernant la simulation des trajectoires passant par les points caractéristiques estimés. Une comparaison avec les données mesurées est alors réalisée. La dernière partie introduit la modélisation des points caractéristiques pour les angles définissant l'orientation spatiale du tronc.

4.1. Modélisation des points caractéristiques des trajectoires des pieds

Les points caractéristiques des trajectoires des pieds sont définis comme introduit au paragraphe 6.1 du chapitre 2. Les coordonnées X, Y et Z des points caractéristiques dans le repère Véhicule sont recherchées, en fonction de la stratégie des membres inférieurs et des données anthropométriques de l'ensemble des sujets composant cette classe de mouvements, par régression multiple linéaire (cf. chapitre 2, §6.2).

Pour rappel, les variables à expliquer sont les coordonnées X, Y et Z des points caractéristiques des pieds dans le repère Véhicule. Les variables explicatives sont la taille du sujet (T), la longueur de la cuisse (LC), la longueur de la jambe (LJ), la longueur du pied (LP), la longueur du tronc (LT), la largeur des épaules (LA), la largeur du bassin (LB), l'épaisseur des épaules (EA) et l'épaisseur du bassin (EB).

Les tableaux 4.10 à 4.13 présentent, à titre d'exemples, pour la classe de mouvements 01 les équations de régression des composantes X, Y et Z de chaque point caractéristique des pieds. Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.IV.2 pour les équations de régression pour les 2 autres classes de mouvements.

Point caractéristique 1 : Position initiale	
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17
Pied droit	X $1671.94 - 12.674 \times LJ - 10.681 \times LT + 25.856 \times LA - 27.424 \times EA$
	Y $1482.754 - 8.588 \times T + 22.947 \times LC - 22.645 \times LJ - 8.727 \times LP + 18.033 \times LA - 16.080 \times LB + 10.358 \times EA + 11.671 \times EB$
	Z - Distance(Sol,Bavolet)
Pied gauche	X $3768.985 - 24.177 \times T + 113.369 \times LC - 99.557 \times LJ - 85.403 \times LP - 2.223 \times LT - 18.740 \times LA + 35.286 \times LB - 2.814 \times EA + 96.888 \times EB$
	Y $120.025 - 6.9328 \times LC + 13.9578 \times LP + 13.945 \times EA$
	Z -Distance(Sol,Bavolet)

Tableau 4.10 : équations de régression du pied droit et du pied gauche pour le point caractéristique n°1 pour la classe 01.

Point caractéristique 2 : Position Passage du pied au dessus du bavolet	
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17
Pied droit	X $-489.302 + 4.849 \times T - 19.087 \times LP + 12.379 \times LT$
	Y 0
	Z $-395.598 + 27.834 \times LP + 4.945 \times LJ - 13.425 \times EB$
Pied gauche	X $781.1071 - 16.8629 \times T + 41.3654 \times LC - 23.1192 \times LJ + 45.3395 \times LP + 23.3373 \times LT - 9.0639 \times LA - 37.9372 \times LB - 40.0061 \times EA + 90.4309 \times EB$
	Y 0
	Z $1.170 + 13.817 \times T + 27.101 \times LC - 11.530 \times LJ - 121.162 \times LP - 24.884 \times LT - 58.890 \times LA + 87.998 \times LB - 37.262 \times EA + 44.440 \times EB$

Tableau 4.11 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°2 pour la classe 01.

Point caractéristique 3 : Position Pose du pied sur le plancher	
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17
Pied droit	X $10191.85 + 21.85 \times T + 123.69 \times LC - 150.23 \times LJ - 599.90 \times LP - 141.82 \times LT - 113.27 \times LA + 363.26 \times LB + 25.56 \times EA - 76.97 \times EB$
	Y $-3215.58 + 5.89 \times T - 136.75 \times LC + 146.45 \times LJ + 180.04 \times LP + 28.78 \times LT + 62.82 \times LA - 82.34 \times LB - 2.52 \times EA - 135.06 \times EB$
	Z -Distance(Bavolet,Plancher)
Pied gauche	X $6318.713 - 6.438 \times T + 116.601 \times LC - 147.981 \times LJ - 231.926 \times LP - 62.089 \times LT - 32.195 \times LA + 118.255 \times LB + 34.461 \times EA + 39.901 \times EB$
	Y $471.4529 - 10.8248 \times T - 19.0575 \times LC + 19.6066 \times LJ + 95.7987 \times LP + 23.0265 \times LT + 20.8337 \times LA - 60.3375 \times LB - 17.5897 \times EA - 7.2111 \times EB$
	Z -Distance(Bavolet,Plancher)

Tableau 4.12 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°3 pour la classe 01.

Point caractéristique 4 : Position finale	
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17
Pied droit	X $-736.348 - 3.745 \times LJ + 19.251 \times LP + 10.61 \times LT - 31.946 \times LB + 55.875 \times EB$
	Y $-457.642 + 12.052 \times LJ + 4.914 \times LT + 10.682 \times EB$
	Z $306.0853 - 7.1059 \times LC + 4.4687 \times LT - 11.9447 \times EA$
Pied gauche	X $146.6563 + 2.1344 \times T - 1.3194 \times LC - 8.5572 \times LJ - 17.2529 \times LP - 0.8698 \times LT - 7.4985 \times LA - 8.2155 \times LB + 9.6973 \times EA + 40.9217 \times EB$
	Y $1809.002 - 7.789 \times T + 63.090 \times LC - 55.279 \times LJ - 71.412 \times LP - 7.596 \times LT - 25.887 \times LA + 48.111 \times LB - 11.353 \times EA + 43.575 \times EB$
	Z $974.4983 - 15.8974 \times LC + 14.7996 \times LP - 3.4539 \times LT + 16.2350 \times LA - 0.3510 \times EA - 57.3988 \times EB$

Tableau 4.13 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°4 pour la classe 01.

Le tableau 4.14 présente les coefficients de détermination pour les équations de régression du pied droit et du pied gauche pour la classe de mouvements 01.

Le coefficient de détermination n'est pas calculé pour : 1) la coordonnée Z du point caractéristique n°1 et n°3 car la coordonnée a pour valeur la distance entre le sol et le bavolet, et 2) pour la coordonnée Y du point caractéristique n°2 puisque sa valeur est nulle.

		Point caractéristique n°1	Point caractéristique n°2	Point caractéristique n°3	Point caractéristique n°4
Pied droit	X	0.86	0.87	1	0.95
	Y	1		1	0.72
	Z		0.88		0.93
Pied gauche	X	1	1	1	1
	Y	0.94		1	1
	Z		1		0.94

Tableau 4.14 : coefficients de détermination pour les équations de régression du pied droit et du pied gauche pour la classe 01.

Toutes les équations de régression ont un coefficient de détermination supérieur à 0.86 en dehors de la coordonnée Y du pied droit à la position finale ($r^2 = 0.72$). La variabilité de la variable Y est expliquée par les variables longueur de la jambe, longueur du tronc et épaisseur du bassin.

Les coefficients de détermination associés aux erreurs entre la valeur mesurée des coordonnées des points et estimée permettent de valider les équations de régression. L'erreur maximale et minimale en valeur absolue est présentée dans le tableau 4.15 pour chaque équation de régression trouvée sachant que la moyenne des résidus est nulle.

		Point caractéristique n°1		Point caractéristique n°2		Point caractéristique n°3		Point caractéristique n°4	
		Erreur min	Erreur max	Erreur min	Erreur max	Erreur min	Erreur max	Erreur min	Erreur max
Pied Droit	X	1.71	46.34	0.45	53.34	0	0	3.43	23.24
	Y	0	0			0	0	2.89	22.69
	Z			0.07	18.40			0.45	13.40
Pied Gauche	X	0	0	0	0	0	0	0	0
	Y	1.09	25.50			0	0	0	0
	Z			0	0			0.26	9.65

Tableau 4.15 : erreur maximale et minimale en valeur absolue entre les valeurs observées et estimées du pied droit et gauche aux points caractéristiques pour la classe 01.

L'erreur maximale (53.34 mm) la plus importante se trouve sur la coordonnée X du pied droit au point caractéristique n°2 (passage du pied droit au dessus du bavolet). Cette erreur implique inévitablement des biais dans la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule (cf. §5).

4.2. Modélisation des points caractéristiques de la trajectoire du centre de masse du tronc

Les coordonnées X, Y et Z des points caractéristiques du centre de masse du tronc sont définis comme au paragraphe 6.1 du chapitre 2. Les coordonnées de chaque point caractéristique sont mis en relation avec des données anthropométriques de chaque sujet composant une classe de mouvements par régression linéaire multiple (cf. chapitre 2, §6.2).

Les tableaux 4.16 à 4.18 présentent, à titre indicatif, les équations de régression pour la classe de mouvements 01. Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.IV.3 pour les équations de régression des 2 autres classes de mouvements.

Position initiale		
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17	
Centre de masse du tronc	X	$3218.207 - 19.522 \times T + 74.242 \times LC - 66.682 \times LJ - 29.617 \times LP + 4.678 \times LT + 2.170 \times LA - 10.093 \times LB - 8.39 \times EA + 72.26 \times EB$
	Y	$-1977.29 + 6.79 \times T - 51.59 \times LC + 47.60 \times LJ + 65.83 \times LP + 6.95 \times LT + 11.43 \times LA - 27.69 \times LB + 15.81 \times EA - 42.34 \times EB$
	Z	$-56.4612 + 12.4252 \times LC + 12.0217 \times EA + 2.4247 \times LA$

Tableau 4.16 : équations de régression du centre de masse du tronc au point caractéristique n°1 pour la classe 01.

Position Centre de masse du tronc au dessus du bavolet		
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17	
Centre de masse du tronc	X	$-411.278 - 5.934 \times T + 23.974 \times LC + 12.99 \times LJ + 28.870 \times LP + 19.075 \times LT - 7.92 \times LA - 48.905 \times LB - 15.093 \times EA + 81.27 \times EB$
	Y	0
	Z	$-773.896 + 5.741 \times T - 26.585 \times LC + 36.7 \times LJ + 10.903 \times LP + 0.603 \times LT + 2.781 \times LA - 12.010 \times LB - 9.497 \times EA + 3.765 \times EB$

Tableau 4.17 : équations de régression du centre de masse du tronc au point caractéristique n°2 pour la classe 01.

Position finale		
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17	
Centre de masse du tronc	X	$2118.092 + 7.625 \times T + 22.169 \times LC - 25.522 \times LJ - 96.137 \times LP - 31.527 \times LT - 22.685 \times LA + 69.516 \times LB + 10.526 \times EA - 20.763 \times EB$
	Y	$932.9735 - 1.0515 \times T + 22.3109 \times LC - 11.3602 \times LJ - 59.0797 \times LP - 3.249 \times LT - 16.7951 \times LA + 21.94 \times LB - 5.5074 \times EA + 21.9101 \times EB$
	Z	$6.0838 + 1.4109 \times T + 3.95183 \times LT - 2.37849 \times LB - 6.58291 \times EA + 7.4686 \times EB$

Tableau 4.18 : équations de régression du centre de masse du tronc au point caractéristique n°3 pour la classe 01.

Le tableau 4.19 présente les coefficients de détermination pour chaque équation de régression trouvée.

		Point caractéristique n°1	Point caractéristique n°2	Point caractéristique n°3
Centre de masse du tronc	X	1	1	1
	Y	1	1	1
	Z	0.97	1	0.89

Tableau 4.19 : coefficients de détermination pour les équations de régression centre de masse du tronc pour la classe 01.

Toutes les équations de régression ont un coefficient de détermination supérieur à 0.89. La variabilité des coordonnées X, Y et Z du centre de masse du tronc aux 3 points caractéristiques est bien expliquée par les variables anthropométriques retenues. Les erreurs

minimales et maximales, en valeur absolue, entre les valeurs mesurées et les valeurs estimées des coordonnées des points sont présentées dans le tableau 4.20.

		Point caractéristique n°1		Point caractéristique n°2		Point caractéristique n°3	
		Erreur min	Erreur max	Erreur min	Erreur max	Erreur min	Erreur max
Centre de masse du tronc	X	0	0	0	0	0	0
	Y	0	0			0	0
	Z	0.43	11.40	0	0	0.18	7.08

Tableau 4.20 : erreur maximale et minimale en valeur absolue entre les valeurs observées et prédites du centre de masse du tronc aux points caractéristiques pour la classe 01.

L'erreur maximale la plus importante est de 11.40 mm sur la coordonnée Z du centre de masse du tronc au point caractéristique n°1.

Le paragraphe suivant présente la simulation des trajectoires passant par ces points caractéristiques estimés.

4.3. Simulation des trajectoires passant par les points caractéristiques estimés

La simulation des trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc pour un nouveau sujet est réalisée à partir des trajectoires, dites de référence, du représentant de la stratégie choisie pour la simulation du mouvement (cf. chapitre 2, §6.3). Les trajectoires de référence sont adaptées au nouveau sujet en appliquant l'équation 2.19 tout en imposant le passage par les points caractéristiques estimés.

Les figures 4.31, 4.32 et 4.33 présentent, à titre indicatif, respectivement les trajectoires mesurées et adaptées du pied droit, du pied gauche et du centre de masse du tronc pour le représentant de la classe de mouvements 01. Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.IV.4 pour la présentation des trajectoires adaptées des représentants de la classe 02, 03 et d'un sujet appartenant à la base de mouvements (le sujet S12).

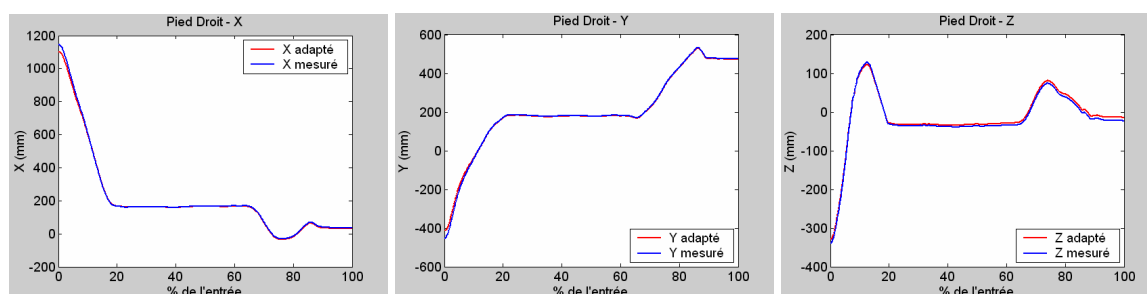


Figure 4.31 : trajectoires mesurées et adaptées du pied droit du sujet représentant de la classe 01.

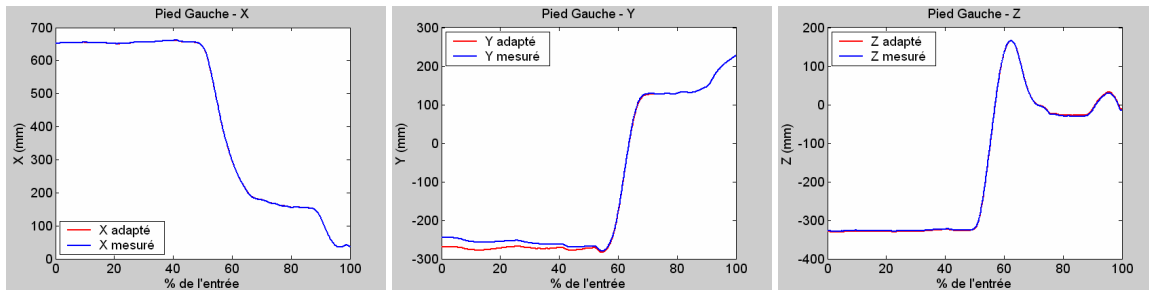


Figure 4.32 : trajectoires mesurées et adaptées du pied gauche du sujet représentant de la classe 01.

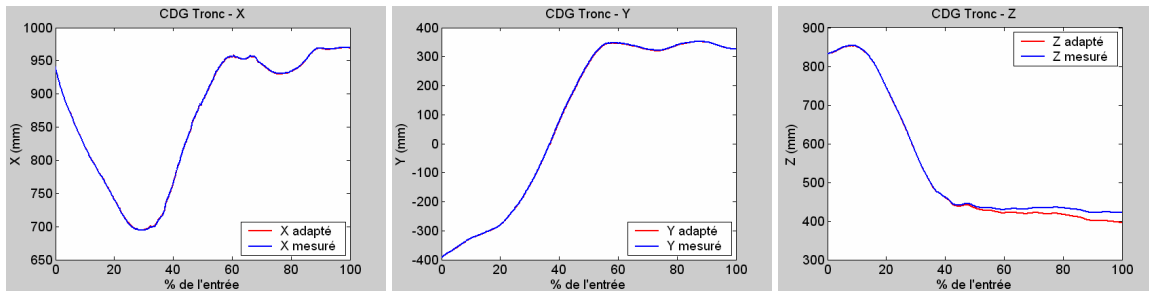


Figure 4.33 : trajectoires mesurées et adaptées du centre de masse du tronc du sujet représentant de la classe 01.

Les tableaux 4.21, 4.22 et 4.23 présentent respectivement les coefficients de corrélation et la RMS normalisée entre les trajectoires mesurées et adaptées du pied droit, du pied gauche et du centre de masse du tronc pour les 3 représentants et le sujet S12.

	Pied Droit					
	X		Y		Z	
	r	RMSN	r	RMSN	r	RMSN
Classe 01	0.9998	0.0082	0.9997	0.0079	0.9992	0.0121
Classe 02	1	0.0074	0.9999	0.0040	0.9996	0.0060
Classe 03	0.9999	0.0062	0.9997	0.012	0.9997	0.0061
Sujet S12	0.9702	0.0755	0.9898	0.0379	0.9701	0.0466

Tableau 4.21 : coefficients de corrélation et RMS Normalisée entre les trajectoires mesurées et adaptées du pied droit pour les représentants de la classe 01, 02, 03 et du sujet S12.

	Pied Gauche					
	X		Y		Z	
	r	RMS	r	RMS	r	RMS
Classe 01	1	0.0005	0.9996	0.0231	1	0.0035
Classe 02	0.9999	0.0079	0.9997	0.019	1	0.0072
Classe 03	1	0.0034	0.9999	0.0088	1	0.0050
Sujet S12	0.9891	0.0746	0.9438	0.1288	0.8928	0.1793

Tableau 4.22 : coefficients de corrélation et RMS Normalisée entre les trajectoires mesurées et adaptées du pied gauche pour les représentants de la classe 01, 02, 03 et du sujet S12.

	Centre de masse du tronc					
	X		Y		Z	
	r	RMS	r	RMS	r	RMS
Classe 01	1	0.0017	1	0.0017	0.9993	0.0263
Classe 02	0.9979	0.0588	0.9999	0.0118	0.9999	0.0071
Classe 03	0.9998	0.0070	1	0.0042	1	0.0013
Sujet S12	0.9906	0.0517	0.9956	0.0504	0.9904	0.0936

Tableau 4.23 : coefficients de corrélation et RMS Normalisée entre les trajectoires mesurées et adaptées du centre de masse du tronc pour les représentants de la classe 01, 02, 03 et du sujet S12.

Les coefficients de corrélation et la RMS (Root Mean Square) Normalisée entre les trajectoires mesurées et adaptées des pieds, du centre de masse du tronc pour les 3 représentants des classes de mouvements montrent que les trajectoires adaptées suivent les trajectoires mesurées. Ces résultats étaient attendus. En effet, la technique d'estimation des trajectoires d'un nouveau sujet implique les trajectoires du représentant de la classe.

Pour le sujet S12, l'allure des trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc est conservée (cf. annexe A.IV.4). Cependant, les trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc peut être en avance ou en retard sur les trajectoires mesurées. Pour rappel, les points caractéristiques n°2 et n°3 de la trajectoire tridimensionnelle des pieds et le point caractéristique n°2 de la trajectoire du centre de masse du tronc sont définis par rapport au véhicule. Par conséquent, les points caractéristiques des sujets d'une classe peuvent être en amont ou en aval des points caractéristiques du sujet représentant.

4.4. Modélisation des points caractéristiques de l'orientation spatiale du tronc

Les points caractéristiques définis pour les 3 angles définissant l'orientation spatiale du tronc sont modélisés en fonction de la classe de mouvement et des données anthropométriques de l'ensemble des sujets appartenant à cette classe de mouvement par régression multiple linéaire selon la procédure décrite au paragraphe 6.4 du chapitre 2. Pour chaque angle de rotation du tronc, les données à expliquer sont l'ordonnée des points caractéristiques. Les variables explicatives sont identiques à celles retenues pour l'estimation des points caractéristiques des trajectoires des pieds. Le tableau 4.24 présente, à titre indicatif, les équations de régression concernant l'angle de rotation du tronc suivant l'axe Z du Véhicule pour la classe de mouvement 01. Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.IV.5 pour les autres équations de régression.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe Z du véhicule	
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17
Point caractéristique n°1	$2.3534 \times T - 6.5784 \times LC + 3.1294 \times LJ + 9.0121 \times LP - 3.0814 \times LT + 1.0201 \times LA + 2.3247 \times LB + 3.2092 \times EA + -14.88 \times EB$
Point caractéristique n°2	$2.4881 \times T - 5.9678 \times LC + 3.0437 \times LJ + 7.8897 \times LP - 3.1979 \times LT + 0.13205 \times LA + 2.7636 \times LB + 2.8808 \times EA - 12.535 \times EB$
Point caractéristique n°3	$2.4467 \times T - 7.51 \times LC + 3.7883 \times LJ + 10.139 \times LP - 3.0905 \times LT + 1.5114 \times LA + 2.1455 \times LB + 3.3867 \times EA - 15.876 \times EB$
Point caractéristique n°4	$2.4303 \times T - 5.1089 \times LC + 2.5529 \times LJ + 6.2157 \times LP - 3.231 \times LT - 0.53573 \times LA + 3.3084 \times LB + 3.2304 \times EA - 11.003 \times EB$
Point caractéristique n°5	$2.7415 \times T - 8.3015 \times LC + 4.0071 \times LJ + 9.9177 \times LP - 3.66 \times LT + 1.7914 \times LA + 2.7272 \times LB + 4.1593 \times EA - 17.683 \times EB$
Point caractéristique n°6	$-0.12096 \times T + 3.6299 \times LC - 2.6538 \times LJ + 1.3225 \times LP + 1.88 \times LT - 1.1997 \times LA - 2.7996 \times LB - 0.8244 \times EA + 10.025 \times EB$

Tableau 4.24 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe Z du véhicule pour la classe de mouvement 01.

Toutes les équations de régression présentent un coefficient de détermination égal à 1. Il n'y a donc « pas d'erreur » entre les valeurs mesurées et calculées via ces équations. L'estimation de l'orientation spatiale du tronc, pour un nouveau sujet, est réalisée à partir de l'orientation spatiale du tronc du sujet représentant de la classe souhaitée pour la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Pour le sujet représentant, il est montré que les trois angles adaptés définissant l'orientation spatiale suivent les angles mesurés. Il existe cependant une différence entre les angles adaptés et mesurés entre les points caractéristiques pour les sujets non représentants de la base de mouvements.

4.5. Conclusion

Les résultats présentés dans ces paragraphes concernent l'estimation de certaines trajectoires du mouvement à simuler. Pour chaque classe de mouvements, des équations de régression ont été déterminées, en fonction de paramètres anthropométriques des sujets, pour chaque coordonnée des points caractéristiques des trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc. Pour la trajectoire des pieds, l'erreur maximale entre la valeur mesurée des coordonnées des points caractéristiques et la valeur estimée est de 53.34 mm. Elle est de 11.40 mm pour la trajectoire du centre de masse du tronc. L'adaptation des trajectoires entre les points caractéristiques donne de bons résultats pour la trajectoire des pieds et celle du centre de masse du tronc pour les 3 représentants. Des écarts sont mis en évidence entre les trajectoires adaptées et mesurées pour des sujets autres que le sujet représentant. L'allure des trajectoires est néanmoins conservée. Des équations de régression ont été également déterminées pour les 3 angles de rotation du tronc par rapport au repère Véhicule. Comme pour l'adaptation des trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc, l'adaptation de l'orientation spatiale donne de bons résultats pour les représentants. Pour les sujets non représentants, une différence entre les angles adaptés et mesurés existe.

À ce stade, les trajectoires des pieds, la trajectoire du centre de masse du tronc et l'orientation spatiale du tronc peuvent être simulées pour un nouveau sujet en fonction de son anthropométrie et en fonction de la stratégie retenue.

5. SIMULATION DU MOUVEMENT D'ENTRÉE DANS UN VÉHICULE AUTOMOBILE

La simulation du mouvement demande, à ce stade de la démarche, de déterminer les uniques données non encore « connues », à savoir les angles articulaires. Ces angles sont calculés à l'aide des équations 2.20 et 2.21 (cf. chapitre 2, §7.1). Les données nécessaires au calcul des angles articulaires sont la trajectoire tridimensionnelle adaptée du pied droit et du pied gauche, la trajectoire tridimensionnelle adaptée du centre de gravité du tronc et l'orientation spatiale adaptée du tronc. La simulation du mouvement est réalisée 1) pour les 3 représentants des stratégies mis en évidence, 2) pour le sujet médian et pour le sujet le plus éloigné du moyen sujet fictif et 3) pour des sujets fictifs n'ayant réalisés aucune expérimentation. Quand il se peut, les angles articulaires simulés sont comparés aux angles articulaires corrigés (issus de la base de mouvements cohérents).

5.1. Simulation pour le représentant de la classe de mouvements 01

Les figures 4.34 à 4.39 présentent les angles articulaires simulés du sujet S11 représentant de la classe 01. Les angles simulés sont comparés aux angles corrigés (angles obtenus après correction, cf. §2.2). Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.IV.6 pour la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile pour le représentant de la classe 02 et à l'annexe A.IV.7 pour le représentant de la classe 03.

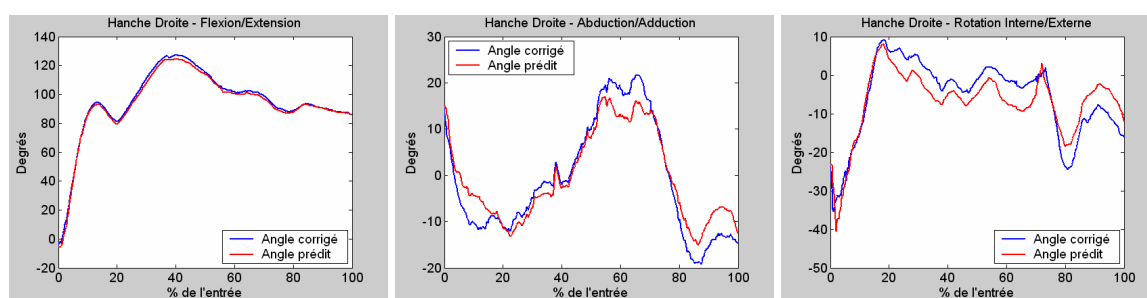


Figure 4.34 : angles corrigés et simulés de la hanche droite du sujet S11.

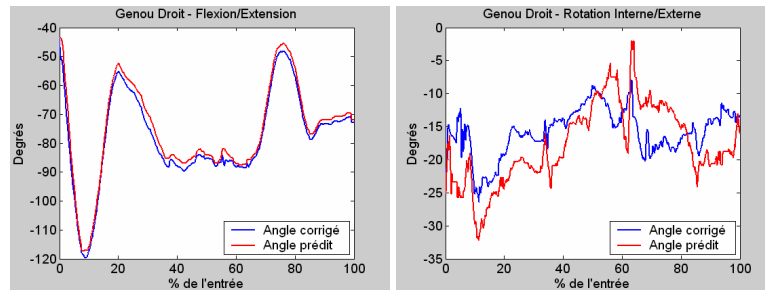


Figure 4.35 : angles corrigés et simulés du genou droit du sujet S11.

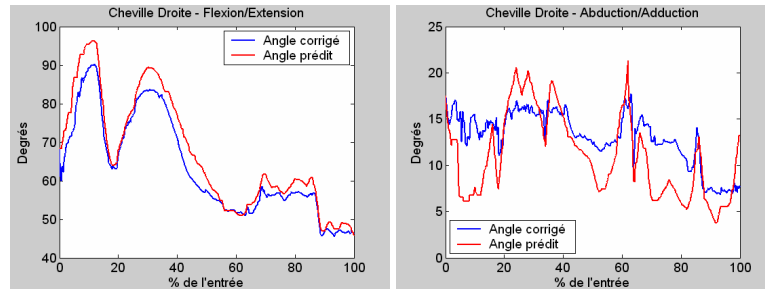


Figure 4.36 : angles corrigés et simulés de la cheville droite du sujet S11.

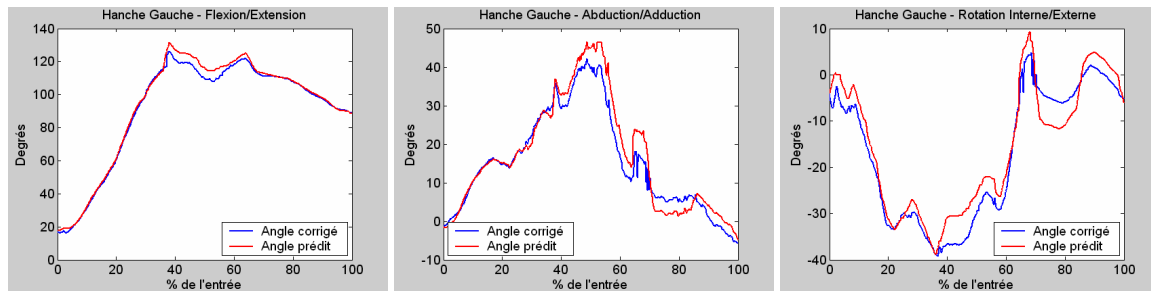


Figure 4.37 : angles corrigés et simulés de la hanche gauche du sujet S11.

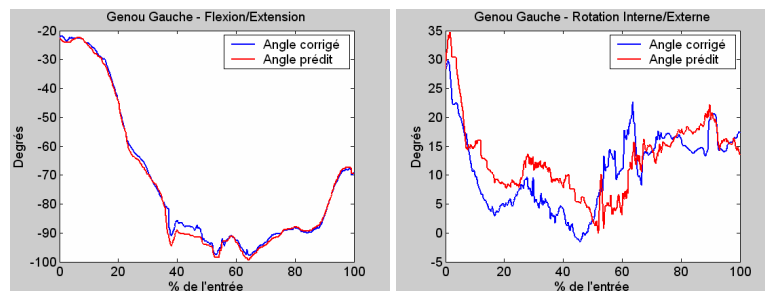


Figure 4.38 : angles corrigés et simulés du genou gauche du sujet S11.

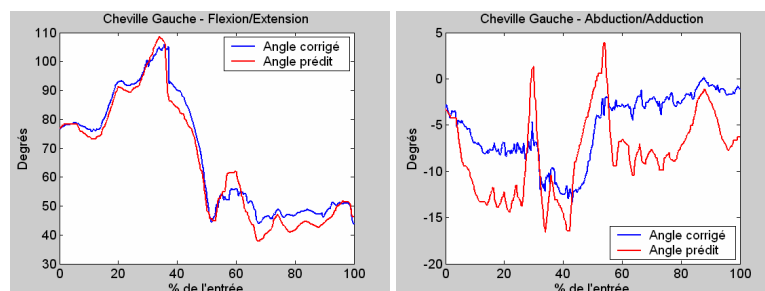


Figure 4.39 : angles corrigés et simulés de la cheville gauche du sujet S11.

Le tableau 4.25 présente les coefficients de corrélation et les RMS Normalisées entre les angles articulaires corrigés et simulés du sujet S11.

Angle articulaire	r	RMSN	Angle articulaire	r	RMSN
F/E Hanche Droite	0.99	0.0135	F/E Hanche Gauche	0.99	0.0258
Ab/Ad Hanche Droite	0.97	0.0939	Ab/Ad Hanche Gauche	0.97	0.0753
Rot I/E Hanche Droite	0.90	0.1003	Rot I/E Hanche Gauche	0.97	0.0861
F/E Genou Droit	0.99	0.0338	F/E Genou Gauche	0.99	0.0209
Rot I/E Genou Droit	0.56	0.2814	Rot I/E Genou Gauche	0.75	0.1568
F/E Cheville Droite	0.99	0.0946	F/E Cheville Gauche	0.98	0.0653
Ab/Ad Cheville Droite	0.73	0.3395	Ab/Ad Cheville Gauche	0.58	0.3464

Tableau 4.25 : coefficient de corrélation et RMS Normalisée entre les angles corrigés et simulés du sujet S11.

Les angles de flexion/extension, de rotation interne/externe de la hanche, de flexion/extension du genou et de flexion/extension de la cheville présente un coefficient de corrélation supérieur à 0.90. Ces angles simulés ont une bonne corrélation avec les angles corrigés et sont voisins des angles corrigés ($RMSN < 0.10$). Sans contraintes de variations, l'angle d'abduction/adduction de la hanche droite et gauche est très corrélé avec l'angle corrigé. L'angle de rotation interne/externe du genou n'a pas de contraintes de variations dans le processus d'optimisation. Le coefficient de corrélation est de 0.56 pour le genou droit et de 0.75 pour le genou gauche. Avec des contraintes de variation, l'angle d'abduction/adduction de la cheville droite présente peu de corrélation avec l'angle corrigé. Le coefficient de corrélation est de 0.73 (resp. 0.58) pour l'angle d'abduction/adduction de la cheville droite (resp. gauche).

Des changements de variation et des pics sur l'angle de rotation interne/externe du genou et sur l'angle d'abduction/adduction de la cheville sont constatés. Ils pourraient s'expliquer par l'absence de contraintes sur les vitesses articulaires.

Les trajectoires simulées des pieds suivent les trajectoires estimées (tableau 4.26).

Pied droit	r	RMSN	Pied gauche	r	RMSN
X	1	0.0007	X	1	0.0019
Y	0.99	0.0023	Y	0.99	0.0021
Z	0.99	0.0054	Z	1	0.0028

Tableau 4.26 : coefficient de corrélation et RMS normalisée entre les trajectoires générées et simulées des pieds du sujet S11.

La figure 4.40 présente le mouvement prédit sous forme de kinogrammes. Le mouvement prédit (en noir) est comparé au mouvement mesuré (en rouge).

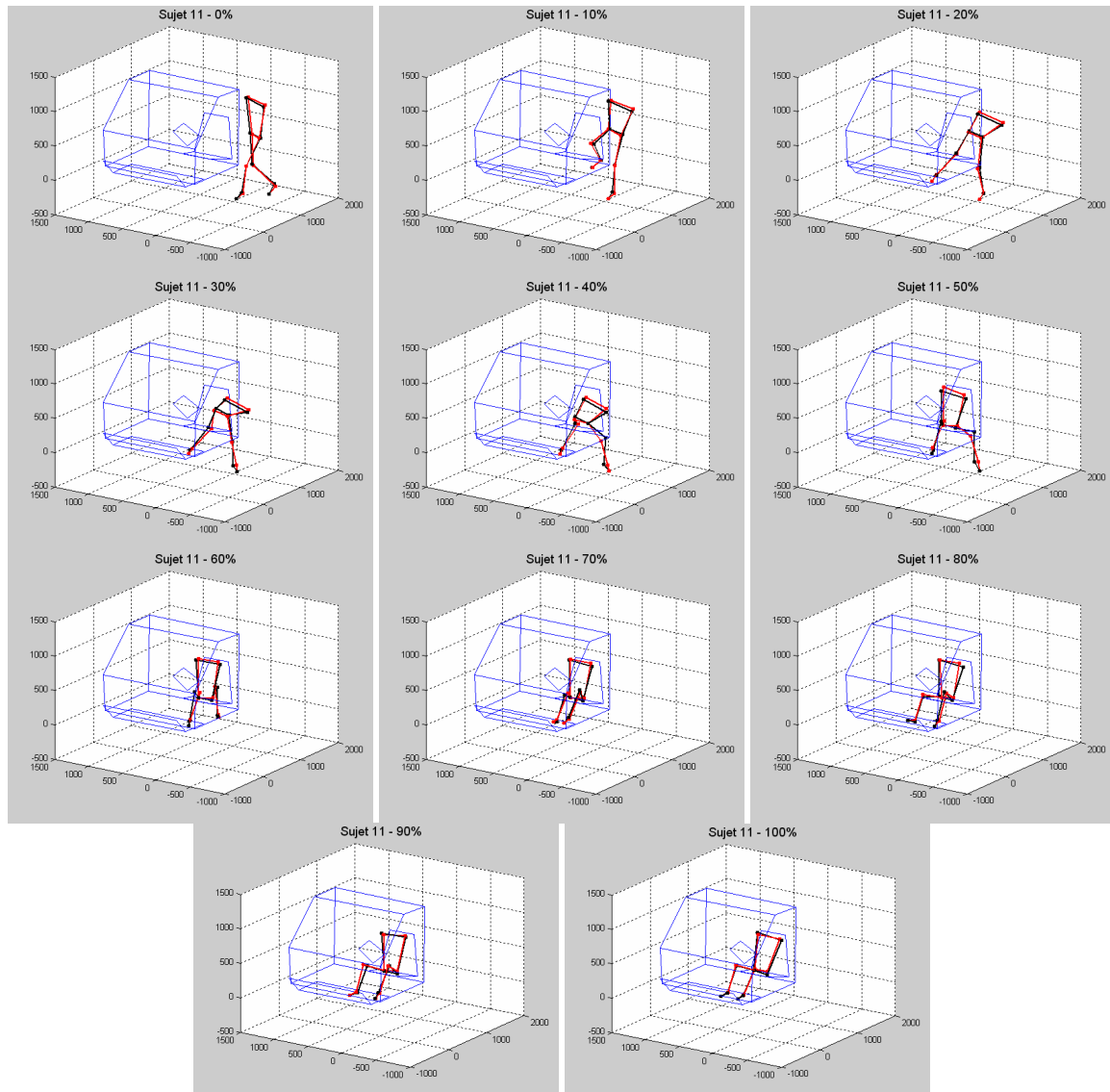


Figure 4.40 : simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S11.

5.2. Simulation pour le sujet médian de la classe de mouvements 01

La simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile est ici effectuée pour le sujet médian de la classe de mouvements 01. Ce sujet est le sujet S01 (tableau 4.7). Les points caractéristiques des pieds, du centre de masse du tronc et de l'orientation spatiale du tronc sont simulés comme le décrit la troisième étape de la démarche proposée. L'adaptation des trajectoires des pieds, du centre de masse du tronc et l'orientation spatiale du tronc est réalisée à partir de ces mêmes données (cf. §6.3 du chapitre 2). Les contraintes du problème d'optimisation sont celles du sujet représentant de cette même classe (cf. §7.1 du chapitre 2). Nous renvoyons le lecteur aux annexes A.IV.8 et A.IV.9 pour la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile pour les deux autres sujets médians.

Les figures 4.41 à 4.46 présentent les angles articulaires simulés pour le sujet S01.

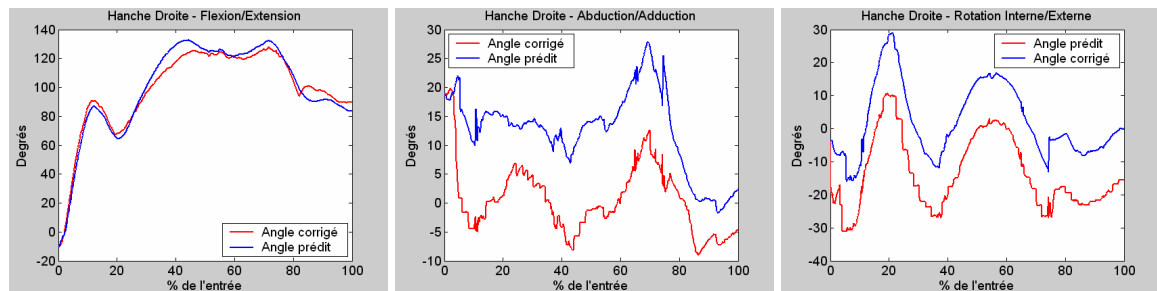


Figure 4.41 : angles corrigés et simulés de la hanche droite du sujet S01.

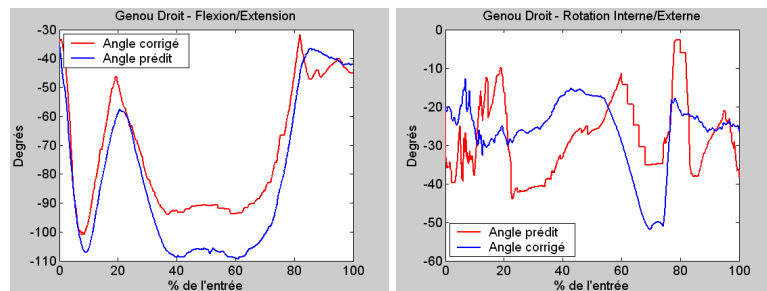


Figure 4.42 : angles corrigés et simulés du genou droit du sujet S01.

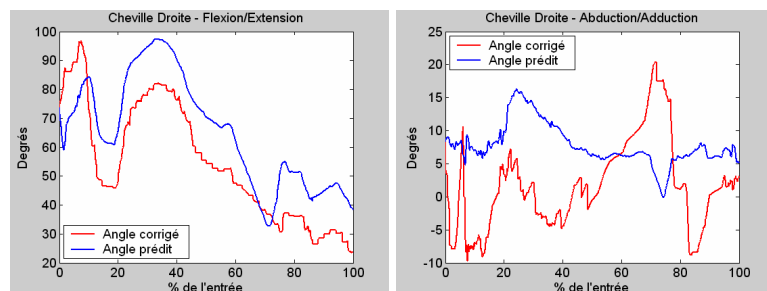


Figure 4.43 : angles corrigés et simulés de la cheville droite du sujet S01.

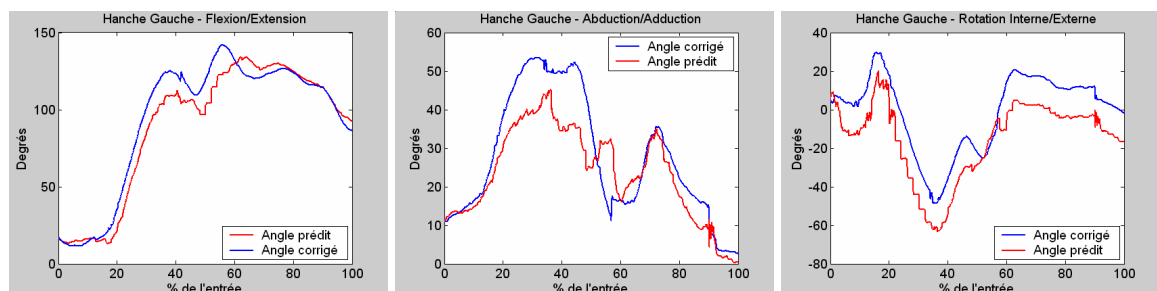


Figure 4.44 : angles corrigés et simulés de la hanche gauche du sujet S01.

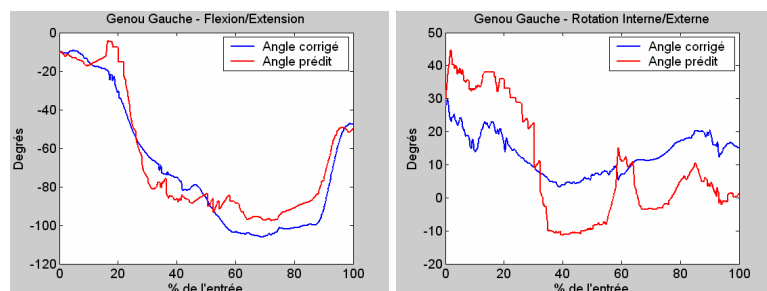


Figure 4.45 : angles corrigés et simulés du genou gauche du sujet S01.

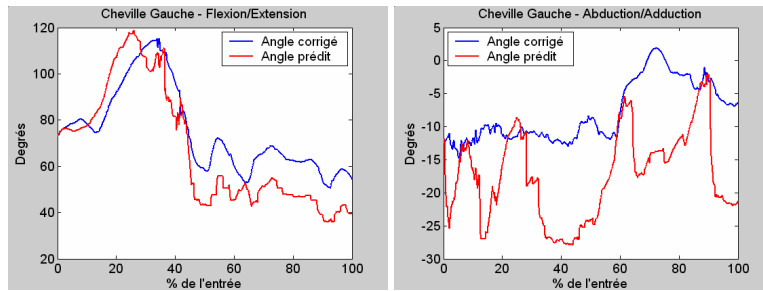


Figure 4.46 : angles corrigés et simulés de la cheville gauche du sujet S01.

Les coefficients de corrélation et la RMS Normalisée entre les angles simulés et corrigés sont résumés dans le tableau 4.31.

Angle articulaire	r	RMSN	Angle articulaire	r	RMSN
F/E Hanche Droite	0.98	0.0378	F/E Hanche Gauche	0.97	0.0809
Ab/Ad Hanche Droite	0.74	0.4333	Ab/Ad Hanche Gauche	0.91	0.1639
Rot I/E Hanche Droite	0.98	0.3521	Rot I/E Hanche Gauche	0.95	0.1922
F/E Genou Droit	0.97	0.1574	F/E Genou Gauche	0.96	0.1043
Rot I/E Genou Droit	0.10	0.3265	Rot I/E Genou Gauche	0.71	0.5276
F/E Cheville Droite	0.87	0.2263	F/E Cheville Gauche	0.93	0.2048
Ab/Ad Cheville Droite	-0.35	0.6281	Ab/Ad Cheville Gauche	0.47	0.6656

Tableau 4.27 : coefficient de corrélation et RMS Normalisée entre les angles simulés et corrigés du sujet S01.

Les coefficients de corrélation de l'angle de flexion/extension et de rotation interne de la hanche, de l'angle de flexion/extension du genou et de l'angle de flexion/extension de la cheville sont supérieurs à 0.87. Ces coefficients indiquent une bonne corrélation entre les angles articulaires simulés et corrigés. Cependant, la RMS Normalisée pour ces angles est plus importante que celle des angles du représentant de la classe (tableau 4.26). Ceci dénote qu'il existe un écart plus important entre les angles articulaires simulés et corrigés pour ce sujet.

Les angles de rotation interne/externe du genou et d'abduction/adduction de la cheville ont un coefficient de corrélation inférieure à 0.71. Ceci dénote que l'allure de ces angles articulaires n'est plus respectée. L'erreur entre ces angles simulés et corrigés est alors de l'ordre des 20°.

Les angles simulés restent néanmoins physiologiques (tableau 2.2). Ils sont toujours bornés par les valeurs minimales et maximales des limites articulaires (cf. chapitre 1).

Par ailleurs, les trajectoires simulées des pieds suivent toujours les trajectoires estimées (tableau 4.28).

Pied droit	r	RMSN	Pied gauche	r	RMSN
X	0.98	0.0183	X	0.99	0.0116
Y	0.99	0.0119	Y	0.99	0.0140
Z	0.99	0.0157	Z	0.99	0.0180

Tableau 4.28 : coefficient de corrélation et RMS normalisée entre les trajectoires générées et simulées des pieds du sujet S01.

La figure 4.47 présente le mouvement prédit sous forme de kinogrammes. Le mouvement simulé (en noir) est comparé au mouvement mesuré (en rouge).

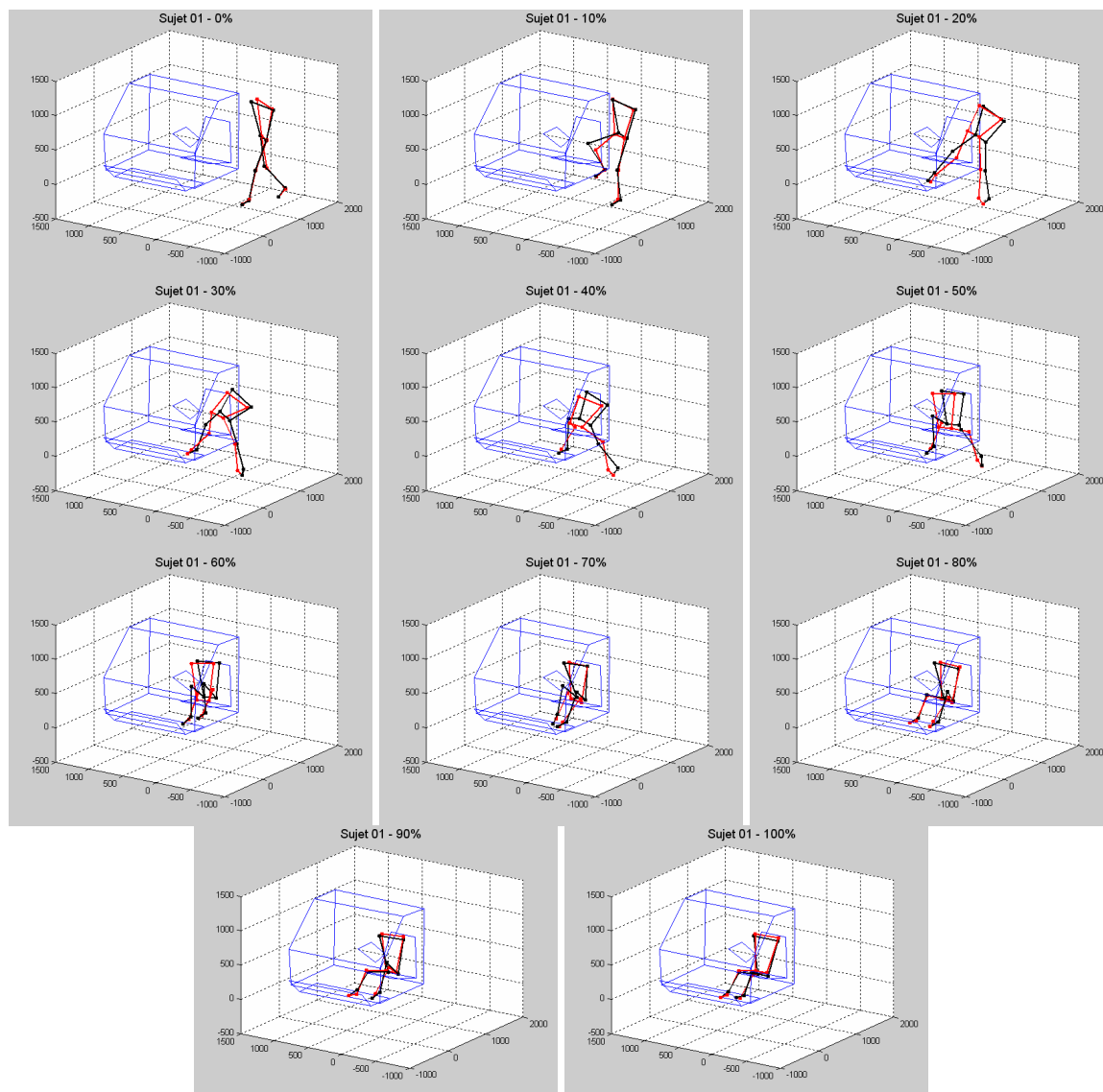


Figure 4.47 : simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet 01.

5.3. Simulation pour le sujet le plus éloigné de la base de mouvements 01

La simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile est réalisée ici pour le sujet S16. Il appartient à la classe de mouvements 01. Il s'agit du sujet le plus éloigné du représentant. Tout comme le sujet médian de cette classe, les points caractéristiques des pieds, du centre de masse du tronc et de l'orientation spatiale du tronc sont estimés comme le décrit le paragraphe 6.3 du chapitre 2. L'adaptation des trajectoires des pieds, du centre de masse du tronc et l'orientation spatiale du tronc est réalisée à partir de ces mêmes données. Les contraintes du problème d'optimisation sont celles du sujet représentant de cette classe. Nous renvoyons le lecteur aux annexes A.IV.10 et A.IV.11 pour la simulation du mouvement d'entrée pour le sujet le plus éloigné de la classe de mouvements 02 et 03.

Les angles simulés du sujet S16 sont présentés de la figure 4.48 à la figure 4.53.

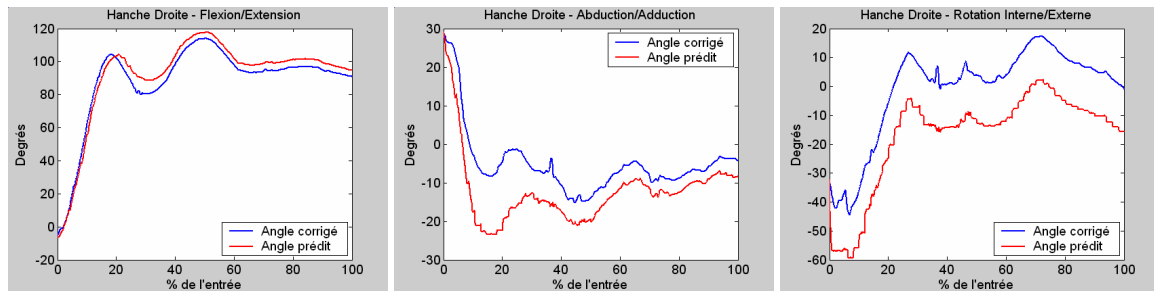


Figure 4.48 : angles corrigés et simulés de la hanche droite du sujet S16.

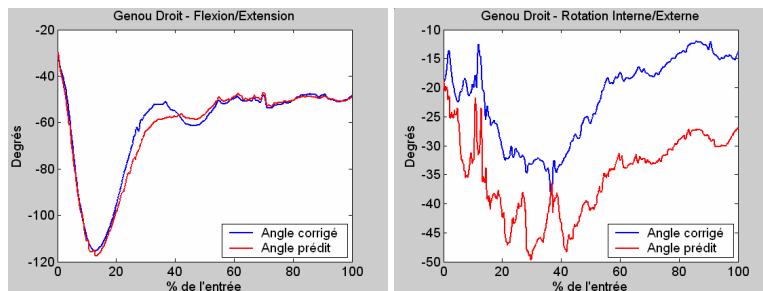


Figure 4.49 : angles corrigés et simulés du genou droit du sujet S16.

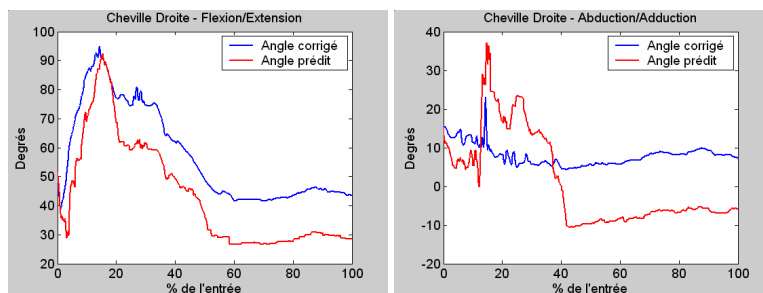


Figure 4.50 : angles corrigés et simulés de la cheville droite du sujet S16.

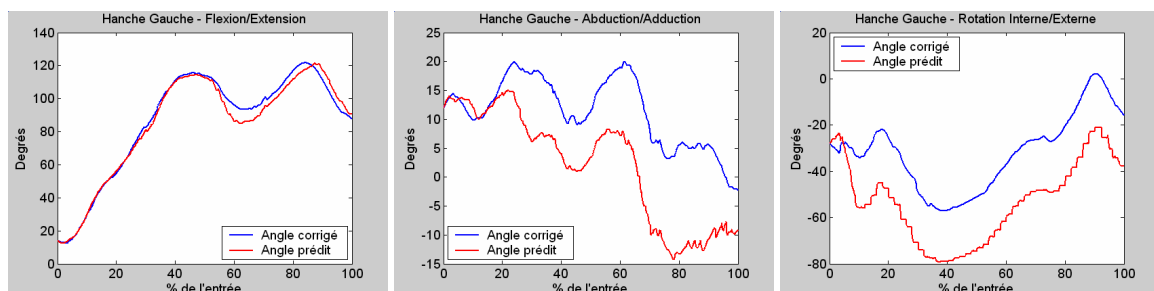


Figure 4.51 : angles corrigés et simulés de la hanche gauche du sujet S16.

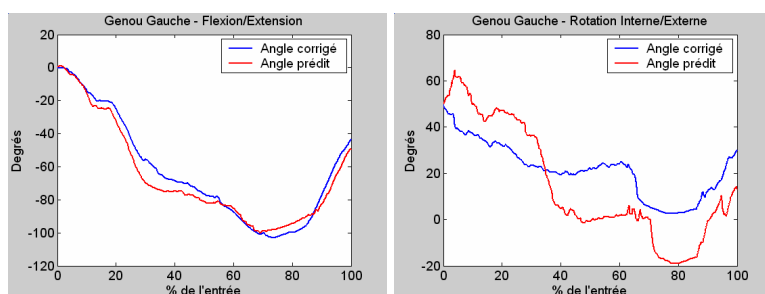


Figure 4.52 : angles corrigés et simulés du genou gauche du sujet S16.

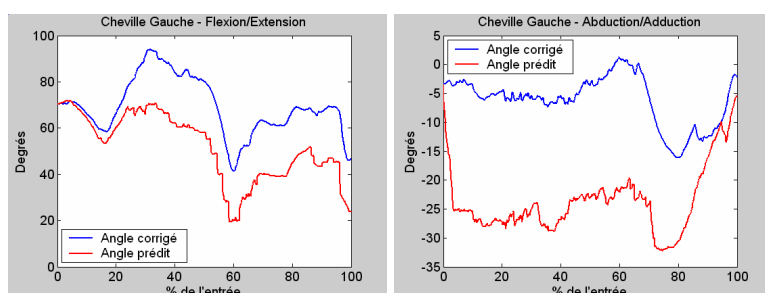


Figure 4.53 : angles corrigés et simulés de la cheville gauche du sujet S16.

Les coefficients de corrélation et la RMS Normalisée entre les angles simulés et corrigés sont présentés dans le tableau 4.33.

Angle articulaire	r	RMSN	Angle articulaire	r	RMSN
F/E Hanche Droite	0.99	0.0427	F/E Hanche Gauche	0.99	0.0370
Ab/Ad Hanche Droite	0.87	0.1887	Ab/Ad Hanche Gauche	0.80	0.4946
Rot I/E Hanche Droite	0.99	0.2598	Rot I/E Hanche Gauche	0.92	0.3770
F/E Genou Droit	0.98	0.0405	F/E Genou Gauche	0.98	0.0586
Rot I/E Genou Droit	0.87	0.5184	Rot I/E Genou Gauche	0.88	0.3620
F/E Cheville Droite	0.97	0.2584	F/E Cheville Gauche	0.80	0.3712
Ab/Ad Cheville Droite	0.30	0.7036	Ab/Ad Cheville Gauche	0.23	1.0673

Tableau 4.29 : coefficient de corrélation et RMS Normalisée entre les angles corrigés et simulés du sujet S16.

L'angle de flexion/extension, de rotation interne/externe de la hanche (droite et gauche) et l'angle de flexion/extension du genou (droit et gauche) et l'angle de flexion/extension de la cheville droite présentent une bonne corrélation avec les angles corrigés. L'angle d'abduction/adduction de la hanche (droite et gauche) et l'angle de rotation interne/externe du genou (droite et gauche) ont un coefficient de corrélation compris entre 0.80 et 0.88. Cette corrélation est plus faible comparativement à celle obtenue pour le sujet médian. L'angle d'abduction/adduction de la cheville (droite et gauche) n'est pas corrélé avec les angles corrigés. L'écart entre les angles corrigés et prédits est important pour tous les angles articulaires sauf pour les angles de flexion/extension de la hanche et du genou. Les angles articulaires prédits sont néanmoins physiologiques. Les trajectoires simulées des pieds suivent encore les trajectoires estimées (tableau 4.30).

Pied droit	r	RMSN	Pied gauche	r	RMSN
X	0.99	0.0036	X	0.99	0.0089
Y	0.99	0.0071	Y	0.99	0.0139
Z	0.99	0.0086	Z	0.99	0.0209

Tableau 4.30 : coefficient de corrélation et RMS normalisée entre les trajectoires générées et simulées des pieds du sujet S16.

La figure 4.54 présente la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S16.

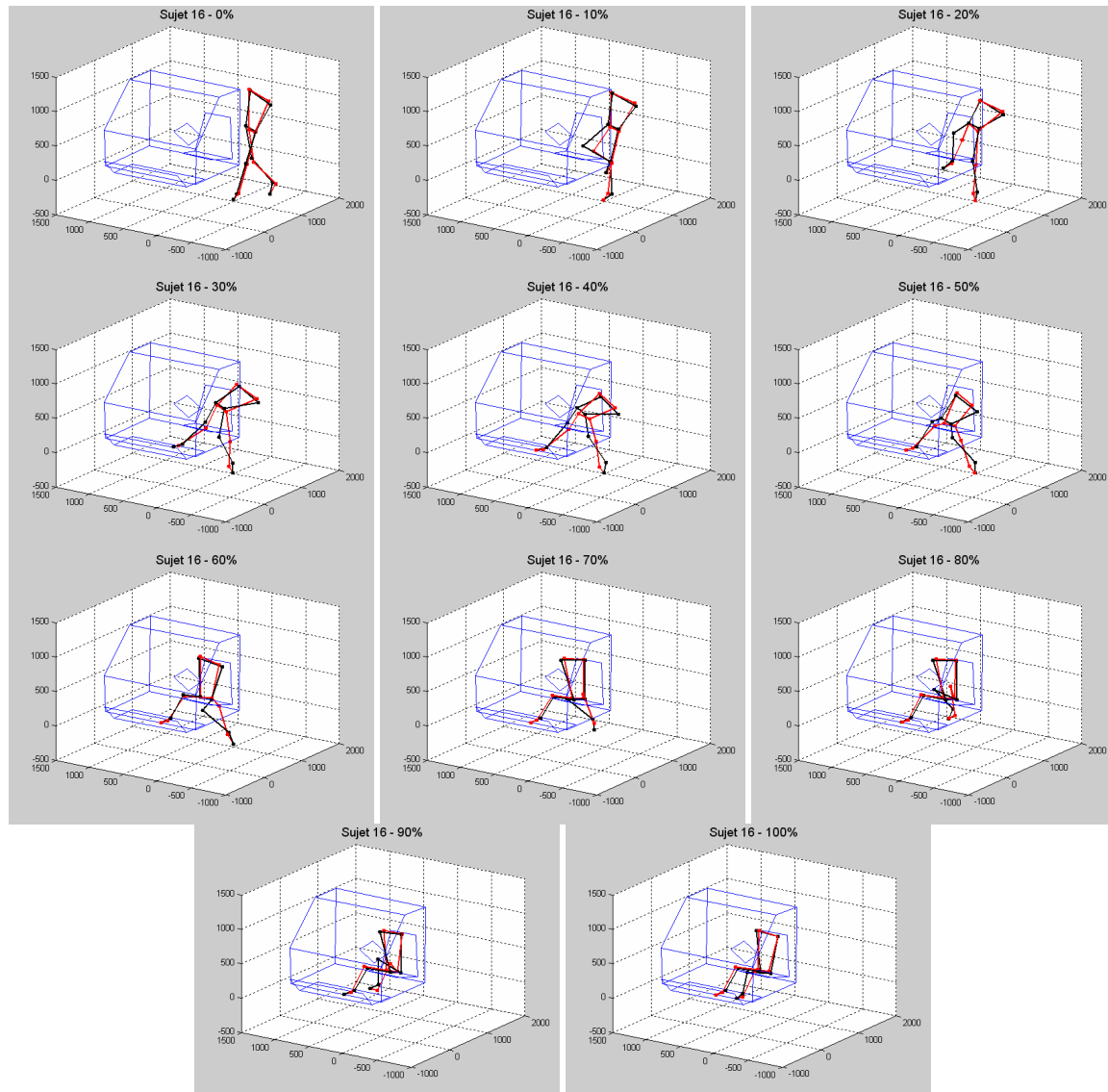


Figure 4.54 : simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S16.

Le sujet S16 est le sujet le plus éloigné du sujet représentant de la classe de mouvements 01. La variation des angles articulaires pertinents de ce sujet, entre deux fenêtres temporelles, est donc différente de celle du sujet représentant. Cette différence peut expliquer les résultats obtenus sur les angles articulaires simulés. Plus on s'éloigne du sujet représentant

de la classe de mouvements, plus les angles simulés s'écartent des angles corrigés et plus l'écart entre les 2 angles est important.

5.4. Simulation pour des sujets fictifs

Les résultats précédents ont montré une bonne corrélation entre les angles articulaires (flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe de la hanche, flexion/extension du genou et flexion/extension de la cheville) simulés et corrigés pour le représentant de chaque classe de mouvements. Pour le sujet médian et le sujet le plus éloigné de la classe, ces mêmes angles articulaires simulés présentent toujours une bonne corrélation avec les angles corrigés. Mais, l'écart entre les angles simulés et corrigés augmente.

L'objet de ce paragraphe est de déterminer les limites de validité du modèle de simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Pour déterminer ces limites, des simulations de mouvements de sujets fictifs sont effectuées. L'algorithme utilisé pour cette détermination est présenté à la figure 4.55.

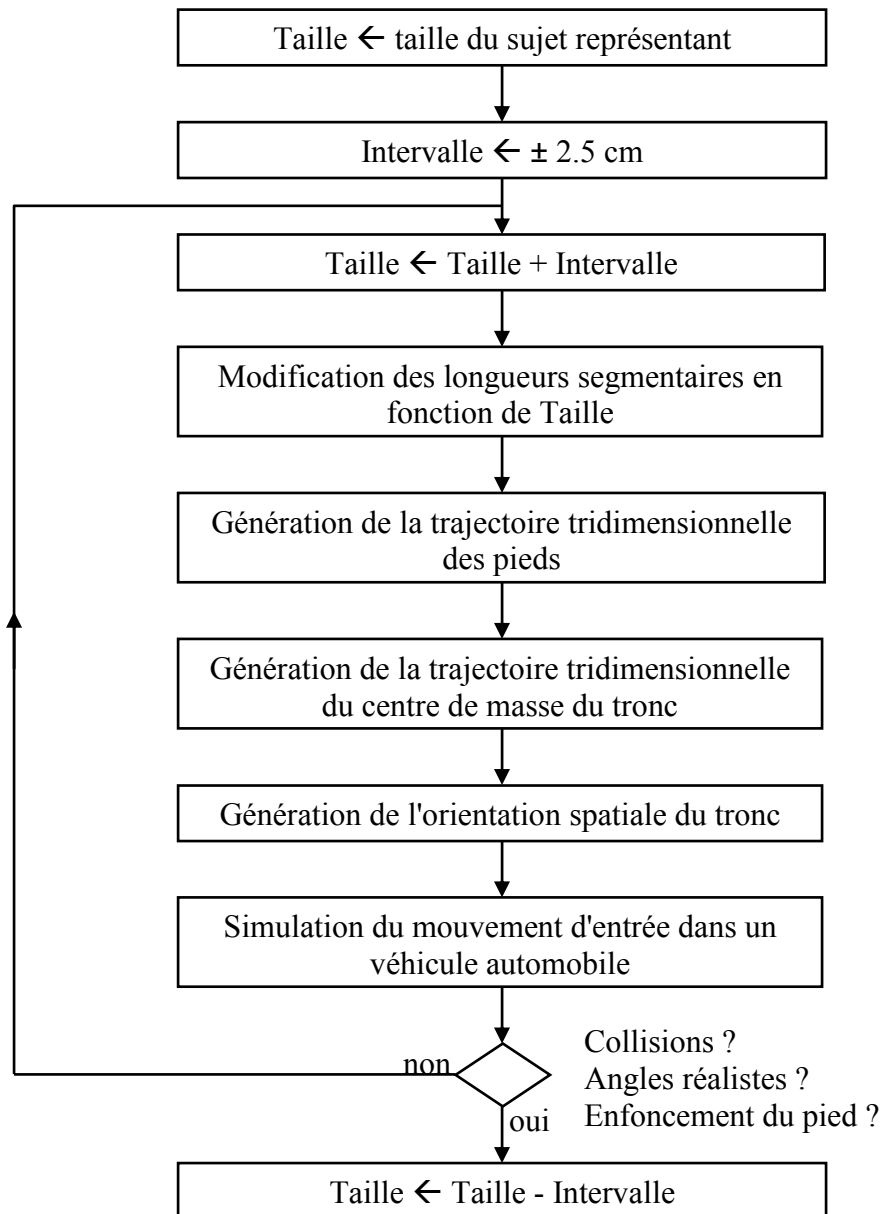


Figure 4.55 : algorithme pour trouver les bornes de validité du modèle de simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

La taille du sujet fictif est initialisée à la taille du sujet représentant de la classe. À chaque itération, la taille du sujet fictif est augmentée ou diminuée de 2.5 cm selon que l'on recherche la limite inférieure ou supérieure du modèle de simulation. Les longueurs segmentaires du sujet fictif sont redimensionnées pour satisfaire la taille fixée du sujet. Dans une première approche, les longueurs segmentaires sont calculées par homothétie. La même méthodologie d'estimation des points caractéristiques et d'adaptation des trajectoires et de l'orientation spatiale du tronc est appliquée pour le sujet fictif. Pour chaque simulation du mouvement d'entrée, il est vérifié s'il n'y a pas de collisions entre les segments corporels et l'habitacle, si les pieds ne s'enfoncent pas dans le sol et si les angles articulaires sont physiologiques (angles articulaires compris entre les limites de Kapandji (1974b)). Dans ce

cas, une nouvelle taille du sujet fictif est fixée et la simulation du mouvement est à nouveau effectuée.

Pour la classe de mouvements 01, le modèle de simulation est valide, pour ces critères fixés, pour un sujet fictif mesurant entre 168 cm et 192.5 cm. Pour la classe de mouvements 02, l'intervalle de validité du modèle de simulation est compris entre 165.5 et 185.5. Pour la classe de mouvement 03, le modèle de prédiction est correct pour un sujet dont la taille est comprise entre 165.5 et 183.

Les figures suivantes présentent 3 exemples où les critères ont fait défauts. La figure 4.56 présente une collision entre le sujet fictif et le véhicule. L'enfoncement du pied dans le sol est présenté à la figure 4.57. La figure 4.58 présente un dépassement articulaire de la cheville droite.

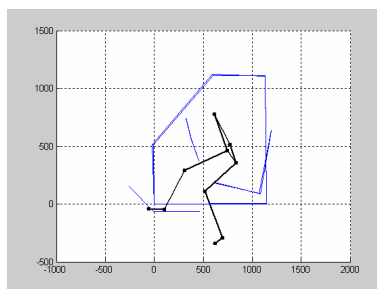


Figure 4.56 : collision entre le sujet fictif (165.5 cm) et le véhicule pour la classe de mouvements 01.

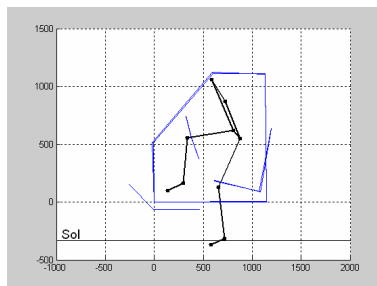


Figure 4.57 : enfoncement du pied droit dans le sol pour un sujet fictif (195 cm) de la classe de mouvements 01.

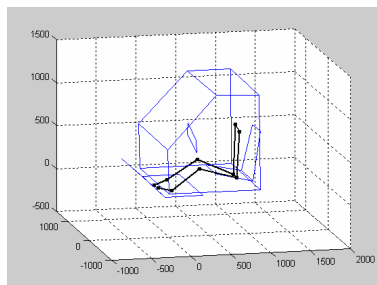


Figure 4.58 : dépassement articulaire de la cheville droite pour un sujet fictif (163 cm) de la classe de mouvements 02.

5.5. Conclusion

Les résultats de la simulation du mouvement d'entrée pour des sujets appartenant à la base de mouvements cohérents et pour des sujets fictifs ont été présentés. D'une manière générale, pour les sujets appartenant à la base de mouvements, les angles simulés de flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotation interne/externe de la hanche, de flexion/extension du genou et de flexion/extension de la cheville ont une bonne corrélation avec les angles articulaires corrigés (de la base de mouvements). L'angle de rotation interne/externe du genou et l'angle d'abduction/adduction de la cheville présente une moins bonne corrélation et ceci malgré l'existence de contraintes de variation sur ce dernier. Les angles simulés du sujet moyen et du sujet le plus éloigné du représentant présentent également une bonne corrélation avec les angles corrigés. L'écart augmente néanmoins en fonction de l'éloignement du sujet par rapport au sujet représentant. Des simulations de mouvements de sujets fictifs ont été réalisées. Elles ont permis de déterminer de premières limites à la validité du modèle de simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

6. CONCLUSION

Les résultats des 4 étapes de la démarche de simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile chez le sujet sain ont été présentés dans ce chapitre. La première partie a décrit les résultats de la construction de la base de mouvements cohérents. La procédure de correction des angles articulaires appliquée à chaque sujet permet de modifier les angles articulaires afin que les trajectoires reconstruites des pieds suivent les trajectoires mesurées. La seconde partie de ce chapitre a traité de l'identification et de la caractérisation des classes de mouvements. L'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples a été appliquée sur le tableau des valeurs d'appartenance des angles corrigés aux fenêtres spatio-temporelles floues du membre inférieur puis du membre inférieur gauche. Les angles discriminants sont l'angle de flexion/extension, de rotation interne/externe de la hanche, l'angle de flexion/extension du genou, l'angle de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville. Trois classes de mouvements sont alors mises en évidence via une classification hiérarchique ascendante appliquée sur ces données. La première classe est dénommée rotation interne hanche droite - pose pied droit proche du bavolet. La deuxième classe est appelée rotation interne hanche droite - pose pied éloignée du bavolet. La dernière classe est appelée rotation externe hanche droite. La troisième partie de ce chapitre a présenté les résultats concernant les outils d'estimation d'une partie du mouvement à simuler. Pour chaque classe de mouvement, des équations de régression ont été déterminées pour chaque coordonnée des points caractéristiques en fonction de l'anthropométrie des sujets. Les trajectoires adaptées entre les points caractéristiques présentent généralement une bonne corrélation avec les

trajectoires mesurées. Des équations de régression ont été également calculées pour l'orientation spatiale du tronc. La simulation du mouvement a enfin été réalisée pour les représentants de chaque classe de mouvements et pour des sujets appartenant à la base de mouvements. Les trois angles de la hanche, l'angle de flexion/extension du genou et l'angle de flexion/extension de la cheville montrent une forte corrélation avec les angles corrigés. Les trajectoires simulées suivent, dans ce cas, les trajectoires estimées. La simulation de mouvements d'entrée dans un véhicule automobile pour des sujets fictifs a permis de déterminer de premières limites à cet outil de simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

En conclusion, malgré ces bons résultats, on ne peut être encore qu'insatisfait. En effet, la simulation de l'entrée dans un véhicule automobile ne restitue pas fidèlement les mouvements mesurés. Il semble donc raisonnable de rechercher des explications et des améliorations. Par ailleurs, de nombreuses restrictions ont borné l'étude. L'outil développé est donc en ce sens déjà limité. Le chapitre suivant suggère quelques perspectives de recherches.

CHAPITRE V

PERSPECTIVES DE RECHERCHES

Chapitre 5 - Perspectives de recherches

1. INTRODUCTION

Ce chapitre présente principalement des perspectives de recherches par rapport à ce travail. Le premier paragraphe, loin d'être exhaustif, revient rapidement sur les résultats et propose une première amélioration des procédures mises en œuvre par la méthode. Ce paragraphe ne revient pas sur les restrictions et les hypothèses de l'étude. A contrario, les 4 paragraphes suivants remettent en question la structure du modèle, le protocole et le dispositif expérimental. Enfin, l'outil numérique ne peut être suffisant sans le développement d'un module permettant de rétroagir sur les dimensions du véhicule automobile. Le dernier paragraphe porte sur l'évaluation du confort/inconfort engendré par le mouvement généré.

2. RETOUR SUR LES RESULTATS ET PREMIERE AMÉLIORATION

Les résultats ont montré que l'écart entre le mouvement simulé et le mouvement mesuré (corrigé plus précisément) augmentait plus le sujet considéré était éloigné du représentant de la classe de mouvements. La première hypothèse, que nous pouvons émettre, est l'existence de sous stratégies. Notre première perspective est alors de considérer des sous classes et donc des sous représentants pour les étapes c (simulation des trajectoires des pieds et du tronc) et d (calcul des angles articulaires) de la démarche proposée.

Par ailleurs, le calcul des angles articulaires est réalisé à partir des coordonnées tridimensionnelles des marqueurs. Lors de la mesure du mouvement, les marqueurs sont sujets au mouvement de peau et aux masses molles. Des algorithmes itératifs permettent de corriger la position des marqueurs afin de minimiser le mouvement de peau. Veldpaus *et al.* (1988) puis Soderkvist et Wedin (1993) proposent de minimiser, au sens des moindres carrés, l'écart entre les positions mesurées de marqueurs placés sur un segment et les positions idéales de ces mêmes marqueurs considérés sans erreur. Chèze *et al.* (1995) proposent une méthode appelée solidification. Le but de la solidification est le calcul du mouvement du solide qui est le plus compatible avec les trajectoires individuelles des marqueurs placés sur un même segment. Elle consiste, à chacune des images de l'enregistrement, à substituer au triangle formé par 3 marqueurs cutanés un triangle rigide. Une deuxième perspective vise donc à améliorer les mesures concernant le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Celle-ci ne remet pas en question l'étape a (correction du mouvement). Cette perspective implique de rechercher des angles articulaires corrigés dans des intervalles plus petits.

3. MODIFICATION DE LA STRUCTURE DU MODÈLE

Ce paragraphe rappelle les restrictions et les hypothèses de l'étude qui ont conduit au modèle cinématique de l'homme présenté dans ce mémoire. Une extension à la structure du modèle et des difficultés inhérentes sont alors présentées dans cette perspective.

- Restrictions et hypothèse de l'étude
 - La tête et les membres supérieurs ne sont pas considérées dans l'étude (cf. chapitre 2, §2.1).
 - Le tronc est rigide (cf. chapitre 2, §4.1.1)
- La structure du modèle cinématique dans l'étude

Le modèle cinématique, représentant l'homme dans cette étude, est composé d'un corps de référence et de deux chaînes cinématiques simples ouvertes. Le corps de référence est le tronc. Les 2 chaînes cinématiques (7ddl par chaîne), connectées au tronc, représentent les membres inférieurs.

- Extension de la structure du modèle
 - *Pourquoi ?*

L'observation des sujets, entrant dans le véhicule automobile, montre néanmoins une mobilité de la tête et une souplesse du rachis. Lors du mouvement d'entrée, Andreoni *et al.* (2004) montrent en effet l'existence de stratégies motrices du mouvement de la tête. Andreoni et Rabuffetti (1997) indiquent, par ailleurs, que la plupart des conducteurs inclinent leur tronc sur le côté gauche tout en réalisant une flexion et abduction de leur jambe gauche. Leur tête se penche légèrement sur la gauche comme le tronc, et réalise une rotation sur la droite de manière à observer la géométrie du véhicule.

- *Comment ?*

L'extension vise à ajouter « la tête », les membres supérieurs au modèle et à décomposer le tronc en un nombre suffisant de chaînons rigides. Pour le tronc, le problème est alors de trouver 1) le « bon » nombre de corps pour le représenter, 2) le lieu des articulations et 3) l'identité du corps de référence. À ce propos, nous avons montré que si le tronc est décomposé en 2 corps (nommés respectivement torse et pelvis) alors l'articulation liant les 2 corps doit se situer au niveau de T10 (thoracique 10). Le corps de référence est dans ce cas le torse. Nous renvoyons le lecteur à l'annexe A.V.1 pour de plus amples précisions concernant ce travail.

- *Difficultés*

Dans ce mémoire, les membres inférieurs sont connectés au tronc, c'est-à-dire au corps de référence. La décomposition du tronc en (au moins) 2 segments peut conduire à attacher ces membres à un corps autre que le corps de référence. Faire suivre aux pieds leurs trajectoires mesurées ou estimées demande de résoudre à nouveau un problème de

cinématique inverse. Ce problème est néanmoins plus complexe car un corps (au moins) sépare le corps de référence des membres inférieurs. Pour résoudre ce nouveau problème, il est possible de s'inspirer des travaux de Boulic et Baerlecher (2001). Ces auteurs introduisent des niveaux de priorités sur les effecteurs des chaînes cinématiques.

En outre, l'extension du modèle cinématique a inévitablement des répercussions sur l'analyse du mouvement. De nouvelles classes de mouvements (et donc de sous classes) peuvent être mises en évidence. Celles-ci ayant une implication directe dans la démarche, on peut s'attendre à de nouvelles simulations du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

4. PRISE EN COMPTE DE LA DYNAMIQUE

Ce paragraphe revient sur les restrictions qui ont conduit l'étude à ne s'intéresser qu'à la cinématique du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. La perspective vise à considérer sa dynamique.

- Restrictions de l'étude (cf. chapitre 2, §2.1)
 - Les causes du mouvement (forces et couples) ne sont pas considérées dans l'étude : la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile donné ne s'intéresse qu'aux conséquences du mouvement.

- Prise en compte de la dynamique
 - *Pourquoi ?*

Les limites articulaires et la déviation des articulations de leur position à l'intérieur de leur cône de mobilité sont des critères habituellement retenus pour évaluer le confort/inconfort (cf. §7) du mouvement (Verriest, 2003). Ces critères sont clairement cinématiques. Pourtant, il paraît raisonnable de considérer également la dynamique du mouvement. L'évaluation des couples articulaires peut alors être suggérée (Carey et Gallwey, 2002).

- *Comment ?*

Nous pensons que la démarche proposée dans ce mémoire peut être étendue à la dynamique du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. La première étape consiste donc à construire une base de mouvements cohérents. Celle-ci impose la mesure cinématique et cinétique du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Les mesures cinétiques demandent en plus d'instrumenter l'habitacle. Le positionnement de plates-formes de force en des points stratégiques est donc à prévoir (ex. entrée, plancher, assise, dossier, volant).

Tout comme les angles articulaires ont été calculés dans ce travail, il faut estimer dans ce cas les efforts aux articulations. La détermination de ces efforts relève d'un problème de dynamique inverse dans lequel le mouvement du système mécanique est complètement

spécifié et où l'objectif est de trouver les causes de ce mouvement (Vaughan *et al.*, 1982). Dans cette approche, les données cinématiques mesurées sont « associées » aux efforts externes et les propriétés inertielles des segments corporels pour estimer les efforts articulaires pour chaque articulation du modèle sont considérées (Siegler et Liu, 1997). L'équipe biomécanique du LAMIH et le LESP possèdent, à ce propos, une longue expérience, sur laquelle ce travail peut prendre appui, citons les thèses de Laasel (1992), Barbier (1994), (Gorce, 1994), (Vanel, 1996), Bouilland (1997), Pudlo (1999) ou encore Gillet (2004).

Tout comme les angles articulaires ont été corrigés dans ce travail, il faut corriger dans ce cas les efforts articulaires. En effet, les incertitudes liées à l'estimation de la masse et l'inertie des segments corporels, de la position des centres de masse des segments, liées au calcul des accélérations linéaires et angulaires des segments corporels se reportent de proche en proche dans les estimations des forces et des moments articulaires (Allard et Blanchi, 2000). Ces forces et ces moments obtenus ne permettent donc pas de retrouver, à l'aide du Modèle Dynamique Direct, le mouvement mesuré. Une première idée consiste alors à résoudre un problème d'optimisation, comme dans ce mémoire, qui aboutirait à la détermination de nouveaux efforts articulaires (corrigés) permettant de suivre la trajectoire (voire l'orientation) des pieds (par exemple). Une deuxième idée consiste à élaborer un (des) correcteur(s), par exemple, de type PID (Proportionnel Intégrateur Dérivé) dans un premier temps, permettant de corriger ces forces et ces moments articulaires de manière à restituer un mouvement cohérent. L'expression du PID permettant de calculer le moment est de la forme : $\tau = K_p(\theta - \theta_d) - K_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) - K_i \int (\theta - \theta_d) dt$ où τ est le moment qui permet au segment d'effectuer le mouvement, θ l'angle articulaire et θ_d l'angle articulaire désiré et K_p , K_d et K_i des constantes à déterminer. Cette perspective peut s'inspirer des travaux menés par Bruderlin et Calvert (1989), Laszo *et al.* (1996), Ko et Badler (1996), (Raibert et Hodgins (1991) concernant le mouvement de marche, Multon (1998) pour le mouvement du membre supérieur, Zordan et Hodgins (1999) pour le mouvement du haut du corps ou encore ceux de Hodgins et Wooten (1998), Faloutsos *et al.* (2001) concernant les gestes sportifs.

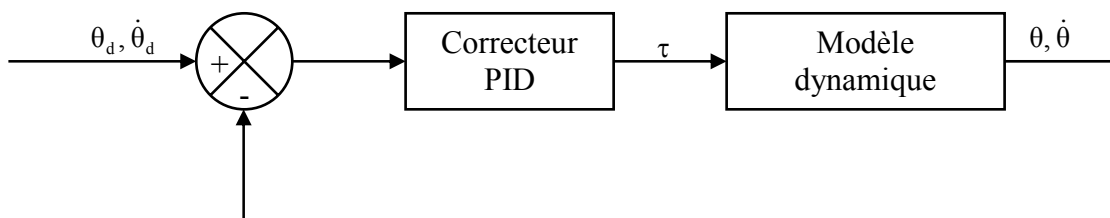


Figure 5.1 : contrôleur PID (Ménardais, 2003).

L'analyse du mouvement et la simulation d'une « partie » du mouvement à prédire d'entrée dans un véhicule constituent la 2^{ème} et 3^{ème} étape respectivement. La simulation du mouvement peut alors s'inspirer des principes méthodologiques proposés dans l'architecture de contrôle de systèmes multi-chaînes développée par Gorce (1994) et éprouvée à plusieurs

reprises sur différents mouvements tels que la marche sous perturbation (Gorce *et al.*, 2001), l'enjambement d'obstacle (El Hafi et Gorce, 1999), la préhension (Gorce *et al.*, 1994) et la manipulation (Gorce et Rezzoug, 2000). Le principe de cette méthode consiste à contrôler un corps de référence auquel sont reliées des chaînes cinématiques ouvertes simples indépendantes. Cette perspective peut, dans une première approche, considérer le tronc comme un solide rigide de manière à éprouver la méthode sur le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Enfin, cette perspective peut aussi faire l'objet d'une collaboration avec le LESP ou d'un travail fédérateur au sein du LAMIH. Elle pourrait rassembler des acteurs de l'équipe BIOMécanique et l'équipe Modélisation et Commande des Systèmes (MCS).

5. PRISE EN COMPTE DE LA PHASE DE SORTIE ET DE LA POPULATION À MOBILITÉ RÉDUITE

Ce paragraphe revient sur les restrictions qui ont conduit l'étude à se focaliser sur le mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

- Restrictions de l'étude (cf. chapitre2, §2.1)
 - La population ciblée est jeune et ne présente aucune altération de l'appareil locomoteur.
 - La phase de sortie n'est pas considérée dans l'étude.
- Extension de l'étude à la sortie
 - *Pourquoi ?*

L'observation et les divers questionnements suggèrent que la sortie constitue la phase de l'accessibilité au véhicule automobile la plus délicate pour les populations présentant une déficience motrice. Sa prise en compte est d'autant plus importante que le ressenti lors de sa réalisation est un facteur essentiel pour la clientèle âgée ou présentant des dysfonctionnements de l'appareil locomoteur (Petzall, 1995).

- *Comment ?*

La démarche proposée peut alors être étendue à la phase de sortie. Les premiers regards portés sur cette phase (pour un tronc rigide donc) permettent de proposer 4 points caractéristiques pour estimer les trajectoires des pieds. Ils sont définis pour le pied gauche :

- lorsque le sujet est en position initiale (décollement du pied gauche du plancher),
- lorsque le sujet passe son pied gauche au dessus du bavolet,
- lorsque le sujet pose son pied gauche sur le sol,
- lorsque le sujet est en position finale (pose du pied droit sur le sol).

Pour le pied droit, ils sont définis :

- lorsque le sujet est en position initiale (décollement du pied gauche du plancher),
- lorsque le sujet décolle son pied droit du plancher,

- lorsque le sujet passe son pied droit au dessus du bavolet,
 - lorsque le sujet est en position finale (pose du pied droit sur le sol).
- Seuls 3 points caractéristiques sont définis pour le centre de gravité du tronc :
- lorsque le sujet est en position initiale (décollement du pied gauche du plancher),
 - lorsque le sujet passe son centre de gravité au dessus du bavolet,
 - lorsque le sujet est en position finale (pose du pied droit sur le sol).

Ce travail est, dès à présent, engagé dans le cadre du projet national HANDIMAN (RNTS 2004). Le « HANDIMAN » est un homme virtuel 3D « HANDIcapé » capable d'une part, d'entrer et de sortir d'un véhicule automobile relativement variable et d'autre part, de préciser le degré d'inconfort « ressenti » lors de la réalisation de ses mouvements. Ce projet rassemble l'équipe biomécanique du LAMIH, le Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine de l'INRETS, le Laboratoire d'Ergonomie Sportive et Performance de l'Université de Toulon et du Var, RENAULT et RENAULT SOMAC.

6. CONSTRUCTION D'UN HABITACLE PARAMÉTRABLE

Ce paragraphe revient sur les restrictions qui ont conduit l'étude à se limiter à un véhicule fixe. La perspective est d'étudier le mouvement d'accessibilité sur des véhicules de dimensions variables.

- Restrictions de l'étude (cf. chapitre 2, §2.1)
 - Les dimensions du véhicule sont fixes.
- Extension du dispositif expérimental
 - *Pourquoi ?*

Le travail présenté a visé à générer le mouvement d'entrée de sujets d'anthropométrie variable dans un habitacle fixe. C'est un premier pas, néanmoins ce travail ne peut satisfaire les utilisateurs finaux (ex. concepteurs et ergonomes). En effet, le vrai objectif est de générer le mouvement d'entrée dans un véhicule pour des sujets d'anthropométrie variables (ex. taille), de capacités variables (ex. personnes jeunes ou âgés) dans des nouveaux véhicules. Le dispositif expérimental, mis en place dans cette thèse, comprenait un habitacle fixe. Par conséquent, il semble impossible d'identifier des caractéristiques du mouvement qui permettraient de simuler le mouvement sur un autre véhicule.

- *Comment ?*

La perspective est de réaliser des expérimentations sur un véhicule paramétrable. Une première tâche est alors d'identifier les paramètres véhicules influençant le plus le mouvement (ex. le brancard et le bavolet). Cette étude doit être menée pour des populations diverses. En effet, un paramètre peut être pertinent pour une population et ne plus l'être pour

une autre (ex. jeune et âgée). Les paramètres déterminés, l'expérimentation consiste à demander au sujet d'entrer et sortir du véhicule pour différentes modalités des paramètres.

Le travail entrepris dans cette thèse a, en quelques endroits de la méthode, préparé cette perspective. Ainsi, des points caractéristiques sur les trajectoires des pieds sont définis en relation avec l'habitacle (ex. le bavolet). Dans ces conditions, une modification des points caractéristiques permet par exemple de faire passer le pied plus ou moins au dessus du bavolet. Ainsi, le mouvement d'entrée-sortie dans un véhicule automobile peut être enregistré pour plusieurs hauteurs de bavolet avec une hauteur de brancard constant, puis inversement. Une analyse de données permettrait de savoir, par exemple, si la différence entre la coordonnée en Z du pied avec variation du bavolet et la coordonnée en Z du pied sans variation du bavolet est liée à la hauteur du bavolet. Le point caractéristique n°2 (cf. chapitre 2, §6.1) du pied est alors fonction de l'anthropométrie du sujet et des paramètres véhicules. La méthodologie d'adaptation des trajectoires et de calcul des nouveaux angles articulaires reste la même.

Il est raisonnable néanmoins de penser que la simulation sera robuste dans une gamme admissible de paramètres véhicules. Ainsi, vouloir simuler par cette approche le mouvement d'entrée (voire de sortie) dans un nouveau véhicule totalement différent de ceux (via l'habitacle paramétrable) expérimentés reste illusoire. Nous pensons qu'une meilleure compréhension du pourquoi l'être humain fait tel geste ou tel autre est à alors entreprendre.

7. SIMULATION DU NIVEAU DU CONFORT/INCONFORT

L'objectif des travaux entrepris vise à proposer aux concepteurs/ergonomes un outil numérique permettant l'évaluation de la gêne ressentie, lors de l'accessibilité au véhicule, dès les premières phases de conception. Cette thèse est loin d'avoir répondu à cet objectif comme le montre les nombreuses perspectives présentées précédemment. Par ailleurs, réussir à générer un mouvement réaliste d'entrée-sortie dans un véhicule automobile a peu d'intérêt pour le concepteur/l'ergonome en l'absence d'évaluation du confort/inconfort engendré. L'objectif de cette perspective est donc de qualifier le mouvement généré par la simulation.

À ce sujet, un certain nombre d'auteurs ont essayé de proposer une définition du confort. Parmi ceux-ci, Zhang *et al.* (1996) le définit comme « un état d'harmonie physiologique, psychologique et physique entre un être humain et son environnement ». Une nuance essentielle a par ailleurs été introduite par Zhang *et al.* (1996), Helander et Zhang (1997) en distinguant le confort de l'inconfort. Pour ces auteurs, l'inconfort est principalement associé aux facteurs biomécaniques et physiologiques (angles articulaires, contractions musculaires), ce qui peut produire des sensations de douleurs, de raideur ou d'engourdissement. Tandis que le confort dépend plutôt du bien-être. Dans un cadre biomécanique, la perspective de

mouvements de moindre inconfort est privilégiée. La dynamique du mouvement ne peut alors être négligée.

8. CONCLUSION

La première partie de ce chapitre est revenue sur les résultats et a proposé une première amélioration. Elle a suggéré l'utilisation de sous classes pour la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Une autre amélioration est également proposée afin de limiter l'effet sur les mesures des mouvements de peau.

D'autres perspectives, remettant en question les restrictions et les hypothèses de l'étude, ont ensuite été présentées. Elles ont concerné l'extension de la structure du modèle, le protocole et le dispositif expérimental. Ces perspectives doivent conduire à la simulation du mouvement d'entrée/sortie de sujets variables (ex. taille et âge) dans un nouveau véhicule. La dynamique doit être alors considérée de manière à réaliser une évaluation de l'inconfort du mouvement généré.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Conclusion générale

Afin de diminuer les coûts financiers, les constructeurs automobiles souhaitent intégrer la phase d'évaluation de l'inconfort de l'entrée-sortie dans un véhicule automobile dès les premières étapes de la conception. L'absence de mannequins numériques permettant de répondre à ce besoin a suscité cette recherche.

L'objectif de cette thèse a été d'apporter quelques éléments de réponse au problème de la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile chez le sujet sain. Plus particulièrement, notre travail a porté sur la simulation des mouvements du tronc et des membres inférieurs chez le sujet ne présentant aucune altération de l'appareil locomoteur.

En l'absence de références bibliographiques concernant cette problématique, le premier chapitre a été focalisé sur la simulation des mouvements humains. Loin d'être exhaustif, ce chapitre a présenté 2 étapes essentielles : la modélisation cinématique de l'homme et l'animation du modèle à partir de l'évolution des angles articulaires.

La présentation des différents types de modèles en biomécanique a conduit rapidement à s'intéresser au modèle squelettique tridimensionnel. La convention de Denavit et Hartenberg (1955) est alors apparue bien adaptée pour décrire les chaînes cinématiques ouvertes. Dans l'approche multi-corps rigides, il est montré que le tronc peut être supposé rigide dans une première approximation, que les membres inférieurs peuvent être assimilés à des chaînes cinématiques ouvertes à 7 degrés de liberté (ddl) en rotation. Il est montré que la méthode du « sphere fitting » peut être retenue pour estimer le centre articulaire de la hanche et de l'articulation gléno-humérale (l'articulation principale de l'épaule). La distance entre chaque centre articulaire permet alors d'affecter une longueur à chaque segment du modèle. Les expérimentations, permettant d'identifier ces données, peut alors être réalisée avantageusement à l'aide de systèmes optoélectroniques de type Vicon. Néanmoins, l'utilisation de tels outils induit des erreurs instrumentales et expérimentales qu'il est nécessaire de minimiser.

La détermination de l'évolution des angles articulaires permettant l'animation du modèle squelettique, pour différentes conditions, a fait apparaître la nécessité dans une première étape de mieux connaître le mouvement à simuler. Celle-ci passe par un calcul des angles articulaires et par une analyse de ces données afin d'identifier des stratégies dans le mouvement. Deux approches sont ensuite présentées pour simuler les angles articulaires pour de nouvelles conditions : le calcul de mouvement à l'aide d'une connaissance a priori du mouvement et le calcul du mouvement à partir de mouvements. Plus spécifiquement, il est montré que la résolution numérique de la cinématique inverse peut être résolue en transformant le problème en un problème d'optimisation non linéaire. Cette formulation a l'avantage d'éviter l'inversion et la transposée de la jacobienne. L'ajout de contraintes sous

forme d'inégalité, prenant en compte des aspects physiologiques, est par ailleurs facilité. Le calcul du mouvement à partir de mouvements peut être réalisé par composition de mouvements de référence et par modification d'un mouvement de référence. Ces méthodes semblent manquer de validation pour des mouvements autres que la marche et le pointage. Elles demandent par ailleurs pour la plupart la construction d'une grande base expérimentale de mouvements.

Au regard de cette revue de littérature, le deuxième chapitre a présenté une démarche pour simuler le mouvement d'entrée des membres inférieurs et du tronc d'individus d'anthropométrie variable dans un habitacle fixe chez le sujet sain ne présentant aucune altération de l'appareil locomoteur. La démarche proposée se décline en 4 étapes :

- La première étape consiste à construire une base de mouvements d'entrée dans un véhicule automobile cohérents. Un modèle cinématique de l'homme composé de 2 chaînes cinématiques simples ouvertes à 7 ddl, représentant les jambes, reliées au tronc (le corps de référence) est alors présenté. Une méthode de modification des angles articulaires permet de minimiser l'erreur de position en bout de chaîne cinématique (les pieds).

- La deuxième étape concerne l'analyse des mouvements d'entrée des membres inférieurs. Les angles de la hanche, du genou et de la cheville sont caractérisés par des valeurs d'appartenance à des fenêtres spatio-temporelles floues. Une analyse factorielle des correspondances multiples vise à mettre en évidence les angles les plus pertinents. Des sujets représentant des classes (stratégies) sont alors déterminés par classification hiérarchique ascendante. Leurs attributs (ex. la trajectoire des pieds) sont retenus pour les étapes ultérieures.

- La troisième étape a pour objet de simuler les trajectoires tridimensionnelles des pieds, du centre de masse du tronc et de l'orientation spatiale du tronc d'un nouvel individu pour une stratégie spécifiée (les données à estimer). Des points caractéristiques (4 pour les pieds et 3 pour le centre de masse du tronc) sont modélisés, par régression multiple linéaire, en fonction de paramètres anthropométriques des individus composant chaque classe de mouvement. La simulation des trajectoires se fait par adaptation des mêmes trajectoires issues du représentant de la stratégie spécifiée pour le nouvel individu.

- La quatrième étape consiste principalement à déterminer les angles articulaires permettant de suivre les trajectoires des pieds simulés, tout en satisfaisant la trajectoire du tronc simulé et son orientation spatiale simulé. Les angles articulaires sont calculés en résolvant un problème d'optimisation non linéaire. Les contraintes à respecter sont, déduites de la stratégie motrice retenue pour le nouvel individu, mises sous la forme de croissance/décroissance des angles articulaires pertinents au cours des fenêtres temporelles.

L'objectif du troisième chapitre a été d'une part de présenter le protocole et le dispositif expérimental mis en place permettant de disposer d'une base de mouvements

d'entrée dans un véhicule automobile et d'autre part, d'introduire les traitements réalisés sur les données mesurées. Le dispositif expérimental se compose du système optoélectronique VICON 612, de 8 caméras infrarouges et d'une maquette physique d'un véhicule automobile. Vingt et une personnes ont pris part aux expérimentations. Les sujets, munis de 38 marqueurs, exécutent deux séries d'acquisitions. Les premières acquisitions, dites pré-acquisitions, ont pour objet de fournir des mesures permettant après traitement d'estimer des données manquantes (L5) ou inobservables (ex. les centres articulaires). La deuxième série d'acquisitions concerne la mesure du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Les traitements ont eu pour objet de faire passer les données mesurées, encore inutilisables, aux données exploitables et nécessaires pour la méthode proposée pour prédire le mouvement d'entrée dans un véhicule. Successivement, les traitements sont présentés : 1) estimation de la position du marqueur situé en L5 en cas d'occultation, 2) estimation de la position des centres articulaires, 3) détermination de la trajectoire du centre de masse du tronc, 4) expression de la trajectoire tridimensionnelle des pieds, du centre de masse du tronc et de son orientation spatiale dans un repère lié véhicule (+filtrage). Enfin, le calcul des angles articulaires est présenté. Il respecte les conventions de l'ISB et de l'ISG.

Le quatrième chapitre a présenté les résultats des 4 étapes de la démarche de simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile chez le sujet sain. La première partie a concerné les résultats de la construction de la base de mouvements cohérents. La procédure de correction des angles articulaires appliquée à chaque sujet permet de modifier les angles articulaires afin que les trajectoires des pieds suivent les trajectoires mesurées. La deuxième partie a traité de l'identification et de la caractérisation des classes de mouvements. L'Analyse Factorielle des Correspondances Multiples a été appliquée sur le tableau des valeurs d'appartenance des angles corrigés aux fenêtres spatio-temporelles floues du membre inférieur droit puis du membre inférieur gauche. Les angles discriminants sont l'angle de flexion/extension, de rotation interne/externe de la hanche, l'angle de flexion/extension du genou, l'angle de flexion/extension et d'abduction/adduction de la cheville. Trois classes de mouvements sont alors mises en évidence via une classification hiérarchique ascendante appliquée sur ces données. La première classe est dénommée rotation interne hanche droite - pose pied droit proche du bavolet. La deuxième classe est appelée rotation interne hanche droite - pose pied éloignée du bavolet. La dernière classe est appelée rotation externe hanche droite. La troisième partie de ce chapitre a présenté les résultats concernant les outils de simulation des trajectoires. Pour chaque classe de mouvement, des équations de régression ont été déterminées pour chaque coordonnée des points caractéristiques en fonction de l'anthropométrie des sujets. Les trajectoires adaptées entre les points caractéristiques présentent généralement une bonne corrélation avec les trajectoires mesurées. Des équations de régression ont également été calculées pour l'orientation spatiale du tronc. La simulation du mouvement a enfin été réalisée pour les représentants de chaque

classe de mouvement et pour des sujets appartenant à la base de mouvements. Les trois angles de la hanche, l'angle de flexion/extension du genou et l'angle de flexion/extension de la cheville montrent une forte corrélation avec les angles expérimentaux corrigés. Les trajectoires simulées suivent, dans ce cas, les trajectoires estimées. Il est montré que plus le sujet considéré est éloigné du représentant plus l'écart entre la simulation du mouvement et le mouvement mesuré est important. Enfin, la simulation de mouvements d'entrée dans un véhicule automobile pour des sujets fictifs a permis de déterminer des premières limites de cet outil de simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile.

Le cinquième chapitre est revenu sur les résultats et a proposé une première amélioration concernant l'utilisation de sous classes pour la simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. D'autres perspectives, remettant en question les restrictions et les hypothèses de l'étude, ont ensuite été présentées. Elles concernent l'extension de la structure du modèle, le protocole et le dispositif expérimental. La prise en compte de la dynamique est également à considérer afin d'évaluer l'inconfort du mouvement généré.

Bibliographie personnelle

- *Revue avec comité de lecture*

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2005). Mannequin virtuel adapté à la simulation du mouvement d'entrée/sortie au véhicule automobile. *Journal Européen des Systèmes Automatisés*, 38(7-8), 959-976.

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2005). An inverse model based on optimization in order to simulate the automobile accessibility movement - a pilot study. *Journal of Materials and Manufacturing*, 5, 886-895.

- *Articles publiés dans un ouvrage*

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2003). Modélisation biomécanique du mouvement d'accessibilité au véhicule automobile. Ouvrage issu de Journée Thématique de la Société de Biomécanique "HUMANOIDES", Valenciennes, France, 15 Mai. ISBN : 2-84875-423-0

- *Conférences internationales avec comité de lecture et publication d'actes*

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2005). Identification of alternative movement techniques during the entering movement. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Hawaii, USA, October 10-12.

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2004). Modelling and ergonomics evaluation of the automobile accessibility movement. IFAC Conference on Manufacturing, Modelling, Management and Control, Athens, Greece, October 21-22.

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2004). Identification of a model to simulate the automobile accessibility movement. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, The Hague, The Netherlands, October 10-13.

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2004). Simulation of the automobile accessibility movement with an optimization method. 14th European Society of Biomechanics conference, 's-Hertogenbosch, The Netherlands, July 4-7.

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2004). An inverse kinematics method based on optimization to simulate the automobile accessibility movement. Digital Human Modeling for Design and Engineering (DHM), Rochester, Michigan, USA, June 15-17.

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2003). Optimization approach for the simulation of car accessibility movement. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Washington D-C, USA, October 5-8.

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2003). A biomechanical computational model to simulate accessibility movement for car ergonomics evaluation. IEEE Computational Engineering in Systems Applications, Lille, France, July 9-11.

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2003). Toward a car ergonomic evaluator : simulation of accessibility movement. XIXth Congress of the International Society of Biomechanics, Dunedin, New Zealand, July 6-11.

- ***Conférences avec comité de lecture et publication d'actes dans une revue***

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2004). Multi-phases approach to simulate the automobile accessibility movement. Archives of Physiology and Biochemistry, 112, 40. XXVIXème Congrès de la Société de Biomécanique, Paris, France, 8-10 Septembre.

Lempereur M., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F-X. (2003). Computational method for the automobile accessibility movement simulation. Archives of Physiology and Biochemistry, 111, 17. XXVIIIème Congrès de la Société de Biomécanique, Poitiers, France, 11-12 Septembre.

- ***Rapports industriels***

Pudlo P., Lempereur M., Lepoutre F-X. (2003). Le projet Accessibilité -1-. Contrat d'accompagnement. Renault.

Bibliographie

Abdel-Aziz Y. I., Karara H. M., (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object spaces coordinates in close-range photogrammetry. ASP Symposium on close-range photogrammetry, Falls Church, Virginia, USA.

Allard P., Blanchi J. P., (1999). La biomécanique. Presses Universitaires de France, Que Sais-je. ISBN: 213 049809 4.

Allard P., Blanchi J. P., (2000). Analyse du mouvement humain par la biomécanique. Décarie Editeur. ISBN: 2891371593.

Allard P., Blanchi J. P., Gautier G., Aïssaoui R., (1990). Technique de lissage et de filtrage de données biomécaniques. Science & Sports, 5, 27-38.

Andreoni G., Rabuffetti M., (1997). New approaches to car ergonomics evaluation oriented to virtual prototyping. EURO-BME Course on Methods & Technologies for the Study of Human Activity & Behaviour, March 19-20, Milano, Italy, 1-13.

Andreoni G., Rabuffetti M., Pedotti A., (2004). Kinematics of head-trunk movements while entering and existing a car. Ergonomics, 47(3), 343-359.

Badler N., Phillips C., Webber B., (1993). Simulating Humans: Computer Graphics Animation and Control. Oxford University Press, New York. ISBN: 0-19-507359-2.

Barbier F., (1994). Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique: application à la rééducation. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Bell A. L., Pedersen D. R., Brand R. A., (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. Journal of Biomechanics, 23(6), 617-621.

Benzecri J. P., (1980). L'analyse de données (Tome 2) L'analyse des correspondances. Dunod. ISBN: 2-04-007335-3.

Biryukova E. V., Roby-Brami A., Frolov A. A., Mokhtari M., (2000). Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings. Journal of Biomechanics, 33(8), 985-995.

Blankevoort L., Huiskes R., De Lange A., (1990). Helical axes of passive knee joint motions. Journal of Biomechanics, 23(12), 1219-1229.

Bonney M. C., Blunsdon C. A., Case K., Porter J. M., (1979). Man-machine interaction in work systems. International Journal of Production Research, 6, 619-629.

Borzelli G., Cappizzo A., Papa E., (1999). Inter- and intra-individual variability of ground reaction forces during sit-to-stand with principal component analysis. Medical Engineering & Physics, 21(4), 235-240.

Bouchon-Meunier B., (1999). La logique floue. Que sais-je? Presses Universitaires de France. ISBN: 2 13 045007 5.

Boughiden M. L., Gorce P., (1998). Dynamic behaviour model of disabled persons during verticalization. Conference of the European Society of Biomechanics, 8-11 Juillet, Toulouse, France, 30.

Bouilland S., (1997). Etude biomécanique des levers de charge isocinétique et naturel - application à la rééducation des lombalgies chroniques. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Bouilland S., Loslever P., (1998). Multiple correspondence analysis of biomechanical signals characterized through fuzzy histograms. *Journal of Biomechanics*, 31(7), 663-666.

Boulic R., Baerlocher P., (2001). Cinématique inverse pour personnage 3D: solutions analytiques et variationnelles. *Revue internationale de CFAO*, 16(1), 83-99.

Boulic R., Mas R., Thalmann D., (1996). A Robust Approach For The Control of The Center of Mass With Inverse Kinetics. *Computers & Graphics*, 20(5), 693-701.

Bouroche J.-M., Saporta G., (1998). L'analyse des données. Que sais-je? Presses Universitaires de France. ISBN: 2 13 045083 0.

Braido P., Zhang X., (2004). Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts. *Human Movement Science*, 22(6), 661-678.

Brenière Y., (1996). Why we walk the way we do? *Journal of Motor Behaviour*, 28, 291-298.

Brenière Y., Do M. C., (1991). Control of gait initiation. *Journal of Motor Behaviour*, 23(4), 235-240.

Bruderlin A., Calvert T., (1989). Goal-directed, dynamic animation of human walking. International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, July 31 - August 4, Boston, Massachusetts, USA, 233-242.

Bruderlin A., Williams L., (1995). Motion signal processing. SIGGRAPH'97, August 6-11, Los Angeles, California, USA, 97-104.

Calais-Germain B., (1984). Anatomie pour le mouvement. Tome 1: Introduction à l'analyse des techniques corporelles. ISBN: 2-9500608-3-8.

Cappozzo A., Catani F., Croce U., Leardini A., (1995). Position and orientation in space of bones during movements: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10(4), 171-178.

Cappozzo A., Catani F., Leardini A., Benedetti M. G., Croce U. D., (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artifacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2), 90-100.

Carey E. J., Gallwey T. J., (2002). Effects of wrist posture, pace and exertion on discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 29(2), 85-94.

Case K., Porter J. M., Bonney M. C., (1990). SAMMIE: A Man and Workplace Modeling System, Computer-Aided Ergonomics, in Karwowski W., Genaidy A.M. and Asfour S.S. (Eds), 31-56, Taylor & Francis, London.

Cereatti A., Camomilla V., Cappozzo A., (2004). Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution. *Journal of Biomechanics*, 37(3), 413-416.

- Chaffin D. B.**, (2001). Digital Human modeling for vehicle and workplace design. Society of Automotive Engineers Inc. ISBN: 0-7680-0687-2.
- Charlton I., Murray I., Pandyan A. D., Johnson G.**, (2000). A new technique for the derivation of elbow flexion and forearm pronation angles from landmark co-ordinate data. Proceedings of the VIth international symposium on the 3D analysis of human movement, Cape Town, South Africa, May 1-4, 33-36.
- Chau T.**, (2001a). A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait & Posture*, 13(1), 49-66.
- Chau T.**, (2001b). A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. *Gait & Posture*, 13(2), 102-120.
- Chevrel J., Guéraud J., Lévy J.**, (1995). Anatomie générale: introduction à l'étude de l'anatomie. Paris Masson. 6^{ème} édition. ISBN: 222584965X.
- Chèze L., Fregly B. J., Dimnet J.**, (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, 28(7), 879-884.
- Chèze L., Gutierrez C., Marcelino R. S., Dimnet J.**, (1996). Biomechanics of the upper limb using robotic techniques. *Human Movement Science*, 15(3), 477-496.
- Chiari L., Croce U. D., Leardini A., Cappozzo A.**, (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry; Part 2: Instrumental errors. *Gait Posture*, 21(2), 197-211.
- Chin K. W.**, (1996). Closed-form and generalized inverse kinematics solutions for animating the human articulated structure. BS Thesis. Curtin University of Technology.
- Choi K. J., Ko H. S.**, (1999). Processing motion capture data to achieve positional accuracy. *Journal of Graphical Models and Image Processing*, 61(6), 260-273.
- Choi K. J., Ko H. S.**, (2000). Online motion retargetting. *Journal of Visualization and Computer Animation*, 11, 223-235.
- Colloud F.**, (2003). Modélisation dynamique du rameur lors d'exercices sur ergomètres d'aviron Implications pour l'entraînement. Thèse de doctorat. Université Claude Bernard - Lyon 1.
- Daffertshofer A., Lamoth C. J. C., Meijer O. G., Beek P. J.**, (2004). PCA in studying coordination and variability: a tutorial. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 415.
- Davis R. B., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J. R.**, (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575-587.
- de Leva P.**, (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- Delerba F.**, (2001). Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle du rachis thoracique et lombaire en configuration de choc automobile. Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers - Centre de Paris.
- Deluzio K. J., Wyss U. P., Costigan P. A., Sorbie C., Zee B.**, (1999). Gait assessment in unicompartamental knee arthroplasty patients: Principal component modelling of gait waveforms and clinical status. *Human Movement Science*, 18(5), 701-711.

Deluzio K. J., Wyss U. P., Zee B., Costigan P. A., Serbie C., (1997). Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns. *Human Movement Science*, 16(2-3), 201-217.

Denavit J., Hartenberg R. S., (1955). A kinematic notation for lower pair mechanism based on matrices. *Journal of Applied Mechanics*, 22, 215-221.

Dimnet J., Guingand M., (1984). The finite displacement vector's method: an application to the scoliotic spline. *Journal of Biomechanics*, 17, 397-408.

Dinu D., Vandewalle H., Tranchant M., (2002). Analyse cinématique tridimensionnelle du lancer du disque - Etude préliminaire. INSEP - Département des sciences du sport - Laboratoire de biomécanique et de physiologie.

Dufour F., Wang X., (2005). Discomfort assessment of car ingress/egress motions using the concept of neutral movement. SAE Digital Human Modeling For Design and Engineering Conference, June 15-17, Iowa City, Iowa, USA.

Dul J., Johnson G. E., (1985). A kinematic model of the human ankle. *Journal of biomedical engineering*, 7, 137-143.

El Hafi F., (2000). Modélisation dynamique du mouvement: application à la marche et à l'enjambement d'obstacle. Thèse de doctorat. Université Paris XII Val de Marne.

El Hafi F., Gorce P., (1999). Behavioural approach for bipedal robot stepping motion gait. *Robotica*, 17(5), 491-501.

Falize J. L., Lucassen J. P., Hunebelle G., (1969). Analyse de l'impulsion dans le saut en hauteur sans élan. *Kinanthropologie*, 1, 25-43.

Faloutsos P., van de Panne M., Terzopoulos D., (2001). The virtual stuntman: dynamic characters with a repertoire of autonomous motor skills. *Computers & Graphics*, 25(6), 933-953.

Faraway J. J., (1997). Regression analysis for a functional response. *Technometrics*, 39(3), 254-261.

Faraway J. J., (2000). Modeling reach motions using functional regression analysis. SAE Digital Human Modeling For Design and Engineering Conference, June 6-8, Dearborn, Michigan, USA.

Fortin C., Gilbert R., Beuter A., Laurent F., Schiettekatte J., Carrier R., Dechamplain B., (1990). SAFEWORK: A microcomputer-aided workstation design and analysis. New advances and future developments, *Computer-Aided Ergonomics*, in Karwowski W., Genaidy A.M. and Asfour S.S. (Eds), 157-180, Taylor & Francis, London.

Fournier A., (1980). Génération de mouvements en robotique; application des inverses généralisées et des pseudo-inverses. Thèse de doctorat. Université de Montpellier.

Fradet L., (2003). Analyse biomécanique, modélisation et simulation du tir au handball. Thèse de doctorat. Université de Rennes II.

Frechede B., (2003). Contribution à l'étude du comportement du rachis cervical soumis à un choc. Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieur d'Arts et Métiers - Centre de Paris.

Gamage S. S. H. U., Lasenby J., (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1), 87-93.

- Giacomin J., Quattrocchio S.**, (1997). An analysis of human comfort when entering and exiting the rear seat of an automobile. *Applied Ergonomics*, 28(5-6), 397-406.
- Gillet C.**, (2004). Analyse biomécanique de la marche et proposition de classes de marcheurs - application au portage de sacs à dos. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.
- Girard M., Maciejewski A. A.**, (1985). Computational modeling for the computer animation of legged figures. International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, July 22-26, San Francisco, California, USA, 263-270.
- Gleicher M.**, (1998). Retargetting Motion to New Characters. SIGGRAPH'98, July 19-24, Orlando, Florida, USA, 33-42.
- Gleicher M., Litwinowicz P.**, (1998). Constraint-Based Motion Adaptation. *Journal of Visualization and Computer Animation*, 9(2), 65-94.
- Gogu G., Coiffet P., Barraco A.**, (1997). Représentation des déplacements des robots. Edition Hermès. ISBN: 2-86601-572-X.
- Gorce P.**, (1994). Méthodologie de conception de système de préhension polyvalent. Thèse de doctorat. Université Pierre et Marie Curie, Paris 6.
- Gorce P.**, (1999). Dynamic postural control method for biped in unknown environment. *IEEE Transactions on Systems, Man, And Cybernetics*, 29(6), 616-626.
- Gorce P.**, (2000). Approche biomécanique et robotique du mouvement chez l'homme. Habilitation à Diriger les Recherches. Université Paris Sud.
- Gorce P., El Hafi F., Lopez Coronado J.**, (2001). Dynamic control of walking cycle with initiation process for humanoïd robot. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, 31, 321-337.
- Gorce P., Rezzoug N.**, (2000). Numerical method applied to object tumbling with multi-body systems. *Computational Mechanics*, 24(6), 426-434.
- Gorce P., Vanel O., Ribreau C.**, (1995). Equilibrium study of Human robot. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 22-25 October, Vancouver, Canada, 1309-1314.
- Gorce P., Villard C., Fontaine J. C.**, (1994). Grasping, coordination and optimal force distribution in multifingered mechanisms. *Robotica*, 12(2), 243-251.
- Gorton G., Hebert D., Goode B.**, (2001). Assessment of the kinematic variability between 12 shiners motion analysis laboratories. 6th Annual Meeting of the Gait and Clinical Movement Analysis Society, April 25-28, Sacramento, California, USA.
- Gransitzki K.**, (1994). Biomechanics of entering a car. Second International Congress on Physiological Anthropology, University of Kiel, Germany, September 12-16.
- Good E. S., Suntay W. J.**, (1983). A joint coordinate system for the clinical description of the three-dimensional motions: applications to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105, 136-144.
- Guelton K.**, (2003). Estimation des caractéristiques du mouvement humain en station debout. Mise en oeuvre d'observateurs flous sous forme descripteur. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Guiraud D., Poignet P., Wieber P. B., El Makksoud H., Pierrot F., Brogliato B., Frisse P., Dombre E., Divoux J.-L., Rabischong P., (2003). Modelling of the human paralysed lower limb under FES. International Conference on Robotics and Automation, September 14-19, Taipei, Taiwan, 2218-2223.

Hadim A., (2004). Analyse du mouvement d'entrée au véhicule en vue de l'étude de l'inconfort. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Halvorsen K., Lesser M., Lundberg A., (1999). A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 32(11), 1221-1227.

Hatze H., (1983). Computerized optimization of sports motions: an overview of possibilities, methods and recent developments. *Journal of Sports Sciences*, 1, 3-12.

Hatze H., (1984). Quantitative analysis, synthesis and optimization of human motion. *Human Movement Science*, 3, 5-25.

Hawkins D., (2000). A new instrumentation system for training rowers. *Journal of Biomechanics*, 33(2), 241-245.

Helander M. G., Zhang L., (1997). Field studies of comfort and discomfort in sitting. *Ergonomics*, 40, 895-915.

Hodgins J. K., Wooten W. L., (1998). Animating human athletics. In *Robotics Research: The Eighth International Symposium*. Y. Shirai and S. Hirose (eds). Springer-Verlag: Berlin, 356-367.

Jung E. S., Kee D., Chung M. K., (1995). Upper body reach posture prediction for ergonomic evaluation models. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 16(2), 95-107.

Kapandji I. A., (1974a). Physiologie articulaire, fascicule I, membre supérieur. Librairie Maloine S.A., Paris. ISBN: 2-224-00060-X.

Kapandji I. A., (1974b). Physiologie articulaire, fascicule II, membre inférieur. Librairie Maloine S.A., Paris. ISBN: 2-224-01052-4.

Kapandji I. A., (1975). Physiologie articulaire, fascicule III, tronc et rachis. Librairie Maloine S.A., Paris. ISBN: 2-224-00009-X.

Karabinova Makki E., (1999). Modélisation du membre inférieur à des fins ergonomiques par l'exploitation des trajectoires de marqueurs externes. Thèse de doctorat. Université de Claude Bernard - Lyon I.

Khalil E., Dombre W., (1999). Modélisation, identification et commandes des robots. Édition Hermes. ISBN: 2-7462-0003-1.

Khalil W., Kleinfinger J. F., (1986). A new geometric notation for open and closed-loop robots. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, April 7-10, San Francisco, California, USA, 1174-1180.

Klein C. A., Huang C. S., (1983). Review of pseudo-inverse control for use with kinematically redundant manipulators. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 13(2), 245-250.

Ko H., Badler N., (1996). Animating human locomotion in real-time using inverse dynamics, balance and comfort control. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 16(2), 50-59.

Kochanek D. H. U., Bartels R. H., (1984). Interpolating Splines with Local Tension, Continuity and bias Tension. SIGGRAPH'84, July 23-27, Minneapolis, Minnesota, USA, 33-41.

Korein J., (1985). A geometric investigation of reach. PhD Thesis. University of Pennsylvania.

Kreighbaum E., Barthels K. M., (1990). Biomechanics: A qualitative approach for studying human movement. Macmillan Publishing Company. ISBN: 0023663103.

Laassel E. M., (1992). Analyse et modélisation multidimensionnelles de la marche humaine. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Lacouture P., Junqua P., (1991). Plate-forme de force et analyse du geste sportif. Science et motricité, 15, 41-51.

Larin V. B., (1994). Control of walking apparatus. Soviet journal of computer and systems sciences, 27(1), 1-8.

Larin V. B., (1995). Problem of control of machines that walk. International applied Mechanics, 29(10), 868-872.

Lariviere C., Gagnon D., (1999). The influence of trunk modelling in 3D biomechanical analysis of simple and complex lifting tasks. Clinical Biomechanics, 14(7), 449-461.

Lariviere C., Gagnon D., Loisel P., (2002). A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. Clinical Biomechanics, 17(2), 89-98.

Laszo J., van de Panne M., Fiume E., (1996). Limit cycle control and its application to the animation of balancing and walking. International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, August 4-9, New Orleans, Louisiana, USA, 155-162.

Leardini A., Cappozzo A., Catani F., Toksvig-Larsen S., Petitto A., Sforza V., Cassanelli G., Giannini S., (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. Journal of Biomechanics, 32(1), 99-103.

Leardini A., Chiari L., Croce U. D., Cappozzo A., (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait Posture, 21(2), 212-225.

Lebart L., Morineau A., Piron M., (2000). Statistique exploratoire multidimensionnelle. Dunod. ISBN: 2 10 005351 5.

Lebourque T., (1998). Spécification et génération de gestes naturels - Application à la Langue des Signes Française. Thèse de doctorat. Université Paris XI.

Lee J., Shin S. Y., (1999). A hierarchical approach to interactive motion editing for human-like figures. ACM SIGGRAPH'99, August 8-13, Los Angeles, California, USA, 39-48.

Lepoutre F.-X., (1993). Human posture modelisation as a problem of inverse kinematic of redundant robots. Robotica, 11, 339-343.

Liegeois A., (1977). Automatic Supervisory control of the configuration and behavior of multibody mechanisms. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, 7, 868-871.

Loczi J., (1993). Effects of selected car door constraints on selected movement parameters while entering and exiting automobiles. University of Illinois at Urbana-Champaign.

Loslever P., Flahaut J.-J., Lepoutre F.-X., (1999). Caractérisation statistique des mouvements I. Aspects méthodologiques. *Le Travail Humain*, 62(2), 131-154.

Loslever P., Guerra T.-M., Bouilland S., Ouattara S., (1997). L'étape de caractérisation pour l'analyse de données temporelles I. Principe et évaluation. *Journal Européen des Systèmes Automatisés*, 31(2), 241-267.

Loslever P., Laasel E. M., Angue J. C., (1994). Combined Statistical Study of Joint Angles and Ground Reaction Forces Using Component and Multiple Correspondance Analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 41(12), 1160-1167.

Loslever P., Laasel E. M., Guibal C., Dimeglio A., (2002). Organisation, caractérisation et analyse multidimensionnelle des données de la marche: aspects méthodologiques. *ITBM-RBM*, 23(3), 137-148.

Loslever P., Lepoutre F.-X., Kebab A., Sayarh H., (1996). Descriptive multidimensional statistical methods for analysing signals in a multifactorial database. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1996(34), 13-20.

Loslever P., Ranaivosoa A., (1993). Biomechanical and epidemiological investigation of carpal tunnel syndrome at workplaces with high risk factors. *Ergonomics*, 36(5), 537-555.

Marey E., Demeny M., (1885). Mesure du travail mécanique effectué dans la locomotion humaine. *Compte-rendu de l'académie des sciences*, 19, 905-909.

Maurel W., Thalmann D., (2000). Human shoulder modelling including scapulo-thoracic constraint and joint sinus cones. *Computer Graphics*, 24, 203-218.

McDaniel J. W., (1990). Models for Ergonomics Analysis and Design: COMBIMAN and CREWCHIEF, *Computer-Aided Ergonomics*, in Karwowski W., Genaidy A.M. and Asfour S.S. (Eds), 138-156, Taylor & Francis, London.

Ménardais S., (2003). Fusion et adaptation temps réel de mouvements acquis pour l'animation d'humanoïdes synthétiques. Thèse de doctorat. Université de Rennes 1.

Ménardais S., Multon F., (2001). Amélioration des trajectoires acquises par des systèmes optiques pour l'animation de personnages synthétiques. *Revue internationale de CFAO*, 16(1), 99-113.

Meskers C. G. M., van der Helm F. C. T., Rozendaal L. A., Rozing P. M., (1997). In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of Biomechanics*, 31(1), 93-96.

Molet T., (1998). Etude de la capture de mouvements humains pour l'interaction en environnements virtuels. Thèse de doctorat. Ecole polytechnique fédérale de Lausanne.

Monnier G., (2004). Simulation de mouvements complexes et prédiction de l'inconfort associé - Application à l'évaluation ergonomique du bouclage de la ceinture de sécurité. Thèse de doctorat. Institut National des Sciences Appliquées de Lyon.

Moris J. R. W., (1973). Accelerometry: A technique for the measurement of human body movements. *Journal of Biomechanics*, 3, 431-451.

Murray I., Johnson G., (2000). Definition of marker positions and technical frames for studying the kinematics of the shoulder. Proceedings of the third conference of the international shoulder group. September 4-6, Newcastle upon Tyne, United Kingdom.

Myles C. M., Rowe P. J., Walker C. R. C., Nutton R. W., (2002). Knee joint functional range of movement prior to and following total knee arthroplasty measured using flexible electrogoniometry. *Gait & Posture*, 16(1), 46-54.

Novakovic Z. R., Nemeč B., (1990). A solution of the inverse kinematics problem using the sliding mode. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 6(2), 247-252.

O'Brien J. F., Bodenheimer Jr R. E., Brostow G. J., Hodgins J. K., (2000). Automatic Joint Parameter Estimation from Magnetic Motion Capture Data. Proceedings of Graphics Interface, May 15-17, Montreal, Quebec, 53-60.

Olney S., Griffin M., McBride I., (1998). Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke. *Physical Therapy*, 78(8), 814-828.

Pandy M. G., Anderson F. C., (1998). Dynamic optimization of human gait. *Journal of Biomechanics*, 31(Supplement 1), 115.

Pandy M. G., Berme N., (1988). Synthesis of human walking: a planar model for single support. *Journal of Biomechanics*, 21(12), 1053-1060.

Park W., Chaffin D. B., Martin B. J., (2002). Memory-Based Motion Simulation. SAE Digital Human Modeling For Design and Engineering Conference, June 18-20, Munich, Germany.

Paul R., (1981). *Robot Manipulators: Mathematics, Programming and Control*. MIT Press. ISBN: 0-262-16082-X.

Paul R., Shimano B., Mayer G., (1981). Kinematic Control equations for simple manipulators. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 11(6), 449-455.

Penrose R., (1955). A generalized inverse for matrices. *Proceedings of Cambridge Philosophical Society*, 51, 406-413.

Petzall J., (1995). The design of entrances of taxis for elderly and disabled passengers; An experimental study. *Applied Ergonomics*, 26(5), 343-352.

PEUGEOT, (2004). Au coeur de la conception: conducteur embarqué. *Planète groupe, le magazine interne de PSA Peugeot Citroën*, 60, 19-26.

Phillips C., Badler N., (1988). Jack: a toolkit for manipulating articulated figures. ACM SIGGRAPH Symposium on User Interface Software, Banff, Canada, 221-229.

Phillips C., Zhao J., Badler N., (1990). Interactive real-time articulated figure manipulation using multiple kinematic constraints. *Computer Graphics*, 24(2), 245-250.

Piazza S. J., Erdemir A., Okita N., Cavanagh P. R., (2004). Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *Journal of Biomechanics*, 37(3), 349-356.

Piazza S. J., Okita N., Cavanagh P. R., (2001). Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 967-973.

Pomero V., (2002). Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc relation entre musculature, troubles posturaux et surcharge vertébrales. Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers - Centre de Paris.

Porter J. M., Case K., Freer M. T., Bonney M. C., (1993). Computer-Aided Ergonomics Design of Automobiles, in *Automotive Ergonomics*, Eds. Peacock and Karwonski, 43-78, Taylor & Francis.

Pradon D., (2004). Modélisation cinématique 3D du membre supérieur et du rachis: Etude de l'influence du réglage de l'assise sur la propulsion du fauteuil roulant manuel. Thèse de doctorat. Université Claude Bernard - Lyon 1.

Prokopenko R. A., Frolov A. A., Biryukova E. V., Roby-Brami A., (2001). Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom. *Journal of Biomechanics*, 34(2), 177-185.

Pudlo P., (1999). Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Rab G., Petuskey K., Bagley A., (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & Posture*, 15(2), 113-119.

Raibert M. H., Hodgins J. K., (1991). Animation of dynamic legged locomotion. *International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, July 28 - August 2, Las Vegas, Nevada, USA, 349-358.

Raikova R., (1992). A general approach for modelling and mathematical investigation of the human upper limb. *Journal of Biomechanics*, 25, 857-867.

Ramey M. R., Yang A. T., (1981). A simulation procedure for human motion studies. *Journal of Biomechanics*, 14, 203-213.

Rau G., Disselhorst-Klug C., Schmidt R., (2000). Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1207-1216.

RENAULT, (2002). Planning projet: le chemin de la réussite. *R & D la route de l'innovation*, 60-61.

Rezzoug N., (2000). Modélisation dynamique du mouvement de préhension: assistance à la manipulation en milieu encombré. Thèse de doctorat. Université de Paris XI.

Rezzoug N., Gorce P., (1999). Biomechanical analysis and control model of hand for object tumbling. *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, October 12-15, Tokyo, Japan, 704-709.

Richards J. G., (1999). The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*, 18(5), 589-602.

Rijpkema H., Girard M., (1991). Computer animation of knowledge-based human grasping. *ACM SIGGRAPH'91*, July, Las Vegas, Nevada, USA, 339-348.

Rouanet H., Le Roux B., (1993). *Analyse des données multidimensionnelles*. Dunod. ISBN: 2100000632.

Roux E., (2002). Mesure du mouvement supérieur et aide à l'interprétation clinique des données. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

- Roy B.**, (1971). Contribution du membre supérieur aux forces exercées dans le saut en longueur sans élan chez les garçons de 7, 10, 13 et 16 ans. *Kinanthropologie*, 3, 3-15.
- Ryan P. W., Springer W. E.**, (1969). Cockpit Geometry Evaluation Final Report. JANAIR Report 69105, Vol. V, Office of Naval Research.
- Sadeghi H., Allard P., Barbier F., Sadeghi S., Hinse S., Perrault R., Labelle H.**, (2002). Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis (I). *Knee*, 9(1), 47-53.
- Sadeghi H., Allard P., Duhaime M.**, (1997). Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*, 16(2-3), 243-258.
- SAE**, (2002). Norme SAE J826 H-point machine and design tool procedures and specifications. Society of Automobile Engineers, Warren, Pennsylvania. ISBN.
- Schmidt R., Disselhorst-Klug C., Silny J., Rau G.**, (1998). A measurement procedure for the quantitative analysis of free upper-extremity movements. Proceedings of the Vth international symposium on the 3D analysis movement, Chattanooga, Tennessee, USA, July 2-5, 47-50.
- Schmidt R., Disselhorst-Klug C., Silny J., Rau G.**, (1999). A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal of Biomechanics*, 32(6), 615-621.
- Scholz J. P.**, (1993). The effect of load scaling on the coordination of manual squat lifting. *Human Movement Science*, 12(4), 427-459.
- Schutte L. M., Narayanan U., Stout J. L., Selber P., Gage J. R., Schwartz M. H.**, (2000). An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait & Posture*, 11(1), 25-31.
- Seidel G. K., Marchinda D. M., Dijkers M., Soutas-Little R. W.**, (1995). Hip joint center location from palpable bony landmarks--a cadaver study. *Journal of Biomechanics*, 28(8), 995-998.
- Seidl A., Speyer H.**, (1997). RAMSIS - A new CAD tool for ergonomic analysis of vehicles developed for the german automotive industry. SAE Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference, Orlando, Florida.
- Siegler S., Liu W.**, (1997). Inverse dynamics in Human Locomotion, Three dimensional Analysis of Human Locomotion, Edited by P. Allard, A. Cappozzo, A. Lundberg and C. Vaughan, 190-209.
- Soderkvist I., Wedin P.-A.**, (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1473.
- Spoor C. W., Veldpaus F. E.**, (1980). Rigid-body motion calculated from spatial co-ordinates of markers. *Journal of Biomechanics*, 13, 391-393.
- Sternini D., Cerrone M.**, (1995). Setup of an experimental procedure for measuring the human body movements when entering and exiting the vehicle. Proceedings of the 3rd International Conference on Vehicle Comfort and Ergonomics, 257-265.
- Stokdijk M., Nagels J., Rozing P. M.**, (2000). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1629-1636.
- Tessier Y.**, (2000). Vers des mannequins numériques intégrés dans la conception de produits. Les modèles numériques de l'homme pour l'aide à la conception de produits, Lyon-Bron, 2000, Lyon.

Teu K. K., Kim W., Tan J., Fuss F. K., (2005). The analysis of golf swing as a kinematic chain using dual Euler angle algorithm. *Journal of Biomechanics*, In Press, Corrected Proof.

Tolani D., Badler N., (1996). Real-time inverse kinematics of human arm. *Presence*, 5(4), 393-401.

Tolani D., Goswami A., Badler N. I., (2000). Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs. *Graphical Models*, 62(5), 353-388.

Unuma M., Anjyo K., Takeuchi R., (1995). Fourier principles for emotion-based human figure animation. *Proceedings of Computer Graphics*, 91-96.

van den Bogert A. J., Smith G. D., Nigg B. M., (1994). In vivo determination of the anatomical axes of the ankle joint complexe: an optimization approach. *Journal of Biomechanics*, 27(12), 1477-1488.

van der Helm F. C. T., (1997). A standardized protocol for the description of shoulder motions. *First Conference of the International Shoulder Group*, August 26-27, Delft University of Technology, 7-12.

Vanel O., (1996). Etude dynamique du controle postural. Thèse de doctorat. Université Paris Sud-Orsay, Paris XI.

Vaughan C. L., Hay J. G., Andrews J. G., (1982). Closed loop problems in biomechanics, Part I - a comparison system. *Journal of Biomechanics*, 15(3), 197-200.

Veeger H. E. J., (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1711-1715.

Veldpaus F. E., Woltring H. J., Dortmans L. J. M. G., (1988). A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates. *Journal of Biomechanics*, 21(1), 45-55.

Verriest J. P., (2000). Les mannequins numériques dans la conception de produits. Les modèles numériques de l'homme pour la conception de produits, Mars 2000, Institut National de REcherche sur les Transports et leur Sécurité.

Verriest J. P., (2003). Man 3D: un mannequin numérique pour la simulation ergonomique. Journée Thématique de la Société de Biomécanique "Humanoïdes", 15 mai, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 9-19.

Verriest J. P., Trasbot J., Rebiffé R., (1991). MAN3D - a functional and geometric model of the human operator for computer aided ergonomic design. In W. Karwowski and J.W. Yates, *Advances in Industrial Ergonomics and Safety*, Taylor and Francis, London, 901-908.

Viel E., (2000). La marche humaine, la course et le saut - Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Édition Masson. ISBN: 2-225-83640-X.

Wang X., (1999). A behavior-based inverse kinematics algorithm to predict arm prehension postures for computer-aided ergonomic evaluation. *Journal of Biomechanics*, 32(5), 453-460.

Wang X., (2002). Prediction of lower-limb movements of clutch pedal operation from an existinig motion database. *SAE Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference*, 271-283.

Wang X., (2003). Simulation du mouvement humain en vue d'applications ergonomiques - Vers une approche de simulation basée sur données et assistée par connaissance, Journée Thématique de la Société de Biomécanique "Humanoïdes", 129-135.

- Wang X., Maurin M., Mazet F., Maia N. D. C., Voinot K., Verriest J. P., Fayet M.,** (1998). Three-dimensional modelling of the motion range of axial rotation of the upper arm. *Journal of Biomechanics*, 31(10), 899-908.
- Ward J. H.,** (1963). Hierarchical grouping to optimize an objective function. *Journal of American Statistical Association*, 58, 236-244.
- Welman C.,** (1993). Inverse kinematics and geometric constraints for articulated figure manipulation. MS Thesis. Simon Fraser University.
- Whittle M.,** (1991). *Gait Analysis: An introduction*. Édition Oxford. ISBN: 0-7506-0045-4.
- Winter D.,** (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley and Sons. ISBN: 0-471-50908-6.
- Wolovich W. A., Elliot H.,** (1984). A computational technique for inverse kinematics. *Proceedings of the 32nd Conference on Decision and Control*, 1359-1362.
- Woltring H. J., Huiskes R., De Lange A.,** (1983). Measurement error influence on helical axis accuracy in the description of 3D finite joint movement in biomechanics. *Proceedings of the Biomechanics Symposium*, New York, USA, 19-22.
- Woltring H. J., Huiskes R., De Lange A., Veldpaus F. E.,** (1995). Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurement in the study of human joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 18, 379-389.
- Wootten M., Kadaba M., Cochran G.,** (1990). Dynamic electromyography. I. Numerical representation using principal component analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(2), 247-258.
- Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D. D., Cristofolini L., Witte H.,** (2002). 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*, 35(4), 543-548.
- Wu G., van der Helm F. C. T., Veeger H. E. J., Makhsous M., Van Roy P., Anglin C., Nagels J., Karduna A. R., McQuade K., Wang X., Werner F. W., Buchholz B.,** (2005). 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*, 38(5), 981-992.
- Yih T.,** (1991). A new method for the geometric modeling of lower pairs and its application to the kinematic space of spatial robots. *Journal of Robotics Systems*, 8(4), 415-442.
- Zhang L., Helander M. G., Drury C. G.,** (1996). Identifying factors of comfort and discomfort in sitting. *Human Factors*, 38(3), 377-389.
- Zhang X.,** (2002). Deformation of Angle Profiles in Forward Kinematics for Nullifying End-Point Offset While Preserving Movement Properties. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124, 490-495.
- Zhao J., Badler N.,** (1994). Inverse kinematics positioning using nonlinear programming for highly articulated figures. *Transactions on Computer Graphics*, 13(4), 313-336.
- Zordan V. B., Hodgins J. K.,** (1999). Tracking and modifying upper-body human motion data with dynamic simulation. *Eurographics in Computer Animation and Simulation*, September 7-8, Milano, Italy, 13-22.

Glossaire

- A -

Arthroplastie : intervention chirurgicale destinée à rendre sa mobilité à une articulation.

Axe sagittal : axe allant de la face postérieure à la face antérieure du corps perpendiculaire aux axes vertical et transverse (Figure G.1).

Axe transversal : axe allant de la face gauche à la face droite du corps perpendiculaire aux axes vertical et sagittal (Figure G.1).

Axe vertical : axe allant des pieds à la tête perpendiculaire aux axes sagittal et transverse (Figure G.1).

- P -

Point H : le point H désigne le centre de pivotement entre le torse et la cuisse d'un mannequin installé sur un siège de véhicule. Le mannequin est un mannequin tridimensionnel dont le poids et le contour sont ceux d'un adulte de taille moyenne (SAE, 2002).

Plan frontal : divise le corps humain en deux parties avant et arrière, formé des axes vertical et transversal (Figure G.1).

Plan horizontal : divise la partie supérieure de la partie inférieure, formé des axes sagittal et transversal (Figure G.1).

Plan sagittal : partage le corps en deux moitiés droite et gauche, formé par l'axe sagittal et vertical (Figure G.1).

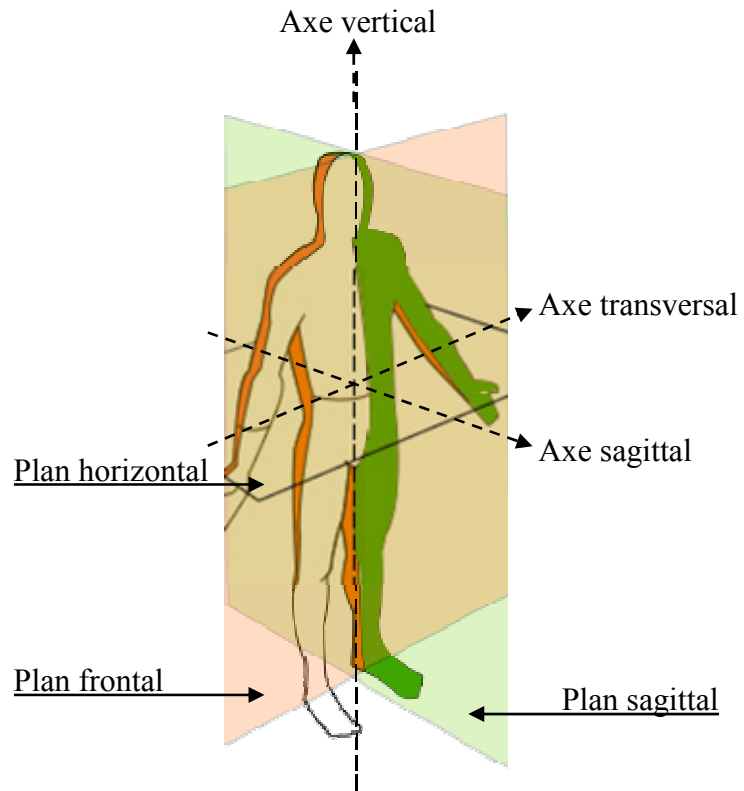


Figure G.1 : Plans et axes anatomiques.

Annexe A.I.1 - Équations de régression pour l'estimation du centre articulaire de la hanche

Le tableau A.I.1.1 présente les équations de régression pour l'estimation du centre articulaire de la hanche.

Étude	Équations de régression	Paramètres
Bell <i>et al.</i> (1990)	$x = -0.19PW$	PW : distance entre les deux épines iliaques antéro-supérieures
	$y = -0.30PW$	
	$z = 0.36PW$	
Davis <i>et al.</i> (1991)	$x = -0.95D + 0.031L - 4$	D : composante antéro-postérieure de la distance entre le point approximant le centre de la hanche et l'épine antéro-supérieure
	$y = -0.31D - 0.096L + 13$	L : distance entre l'épine antéro-supérieure et la malléole interne
	$z = 0.5PW - 0.055L + 7$	PW : distance entre les deux épines iliaques antéro-supérieures
Seidel <i>et al.</i> (1995)	$x = -0.34PD$	PD : distance entre le milieu des épines iliaques postéro-supérieures et le milieu des épines iliaques antéro-supérieures
	$y = -0.79PH$	PH : distance entre le milieu des deux épines iliaques antéro-supérieures et le pubis
	$z = 0.14PW$	PW : distance entre les épines iliaques antéro-supérieures

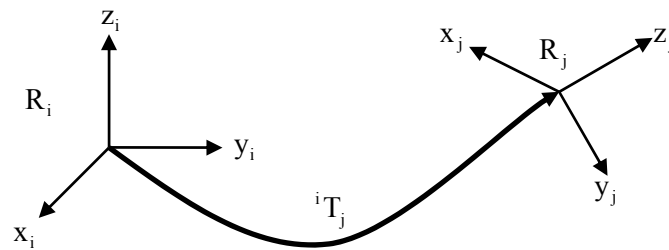
Tableau A.I.1.1 : équations de régression pour l'estimation du centre articulaire de la hanche.

Annexe A.II.1 - Matrice de transformation homogène

Faisons subir une transformation quelconque, de translation et/ou de rotation, au repère R_i , transformation qui l'amène sur le repère R_j (figure A.II.1.1). Cette transformation est définie par la matrice ${}^i T_j$, appelée matrice de transformation homogène de dimension (4×4) telle que :

$${}^i T_j = \begin{bmatrix} s_x & n_x & a_x & P_x \\ s_y & n_y & a_y & P_y \\ s_z & n_z & a_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.II.1.1})$$

où ${}^i s_j$, ${}^i n_j$ et ${}^i a_j$ désignent respectivement les vecteurs unitaires suivant les axes x_j , y_j et z_j du repère R_j exprimés dans le repère R_i et où ${}^i P_j$ est le vecteur exprimant l'origine du repère R_j dans le repère R_i .



FigureA.II.1.1 : transformation de repères.

Annexe A.III.1 - Anthropométrie des sujets

Les tableaux A.III.1.1 et A.III.1.2 présentent les données anthropométriques des sujets qui ont participé aux expérimentations. La figure A.III.1.1 illustre les abréviations utilisées dans ces tableaux.

Sujet	Cuisse			Jambe			Pied			Bras			Avant Bras		
	L	CirP	CirD	L	CirP	CirD	L	CirP	CirD	L	CirP	CirD	L	CirP	CirD
01	52	53	34	45	53	21	17	21	22	33	35	23	27	23	17
02	50	60	40	46	60	26	17	26	25	35	40	30	27	30	20
03	45	61	37	42	61	25	17	25	24	30	38	26	25	26	18
04	50	59	37	45	59	24	18	24	25	31	38	28	28	28	18
05	47	61	38	43	61	22	17	22	24	31	44	25	24	25	17
06	47	60	35	44	60	24	16	24	24	29	34	26	26	26	19
07	50	60	37	44	60	25	18	25	26	32	38	27	27	27	19
08	45	62	42	43	62	26	17	26	26	31	39	27	24	27	19
09	51	59	39	44	59	26	17	26	24	32	37	27	27	27	18
10	50	55	36	43	55	24	17	24	23	30	40	28	25	28	18
11	50	62	37	43	62	25	18	25	24	31	39	26	27	26	18
12	42	66	42	42	66	24	17	24	24	30	40	30	26	30	19
13	51	59	37	46	59	25	18	25	25	31	33	27	25	27	16
14	47	54	36	43	54	23	16	23	23	30	40	24	25	24	18
15	46	56	37	43	56	25	17	25	26	30	37	28	26	28	17
16	56	59	35	47	59	25	18	25	24	34	35	28	28	28	17
17	52	59	37	46	59	25	16	25	24	33	40	27	26	27	18
18	51	61	34	43	61	24	16	24	24	39	39	27	27	27	18
19	50	64	36	43	64	22	16	22	21	32	35	26	26	26	16
20	48	58	35	41	58	23	16	23	23	31	39	28	26	28	18
21	44	61	34	40	61	24	16	24	24	29	38	29	25	29	18

Tableau A.III.1.1 : dimensions de la cuisse, de la jambe, du pied, du bras et de l'avant bras.

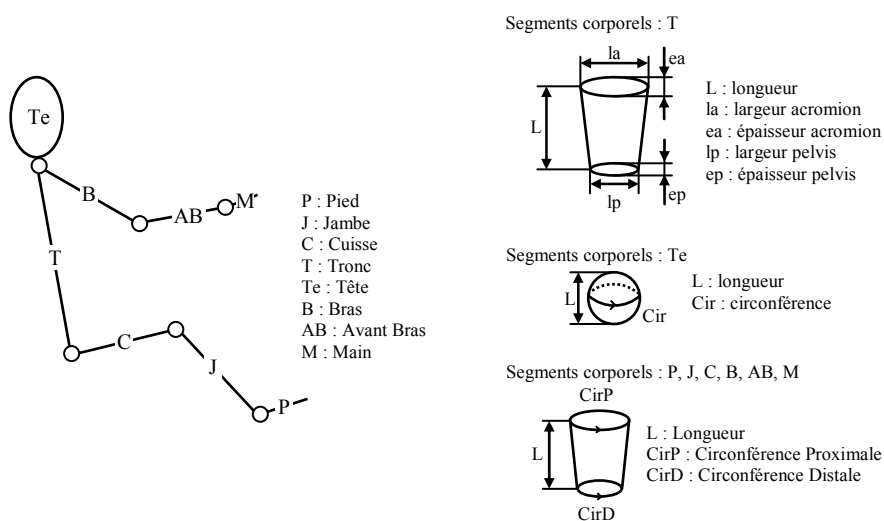


Figure A.III.1.1 : abréviations illustrant les tableaux.

Sujet	Main			Tronc					Tête	
	L	CirP	CirD	L	Ea	la	Ep	lp	H	Cir
01	10	17	20	42	37	11	21	14	27	58
02	10	20	21	47	40	13	25	16	27	58
03	10	18	19	48	35	13	24	16	26	58
04	11	18	20	53	36	15	23	17	28	56
05	10	17	20	49	33	16	23	15	26	60
06	10	19	21	48	32	12	23	14	25	54
07	10	19	20	50	32	12	24	13	27	56
08	11	19	21	51	37	15	23	14	26	59
09	9	18	22	48	35	14	18	16	30	56
10	10	18	20	47	35	15	24	16	27	56
11	10	18	19	51	36	15	25	15	25	58
12	9	19	22	46	33	15	24	16	24	57
13	10	16	22	45	35	14	24	15	27	55
14	10	18	20	50	35	13	23	12	25	59
15	10	17	21	52	36	14	26	15	27	59
16	11	17	22	49	37	13	23	13	29	54
17	9	18	21	52	37	14	23	14	27	60
18	10	18	21	43	36	13	22	13	24	58
19	9	16	19	47	36	14	35	14	23	56
20	10	18	21	44	34	15	24	15	26	59
21	9	18	21	45	42	16	24	15	25	59

Tableau A.III.1.2 : dimensions de la main, du tronc et de la tête.

Annexe A.III.2 - Angles articulaires calculés pour le modèle squelettique retenu

1. ANGLES ARTICULAIRES DU SUJET 09

Les figures A.III.2.1 à A.III.2.6 présentent les angles articulaires

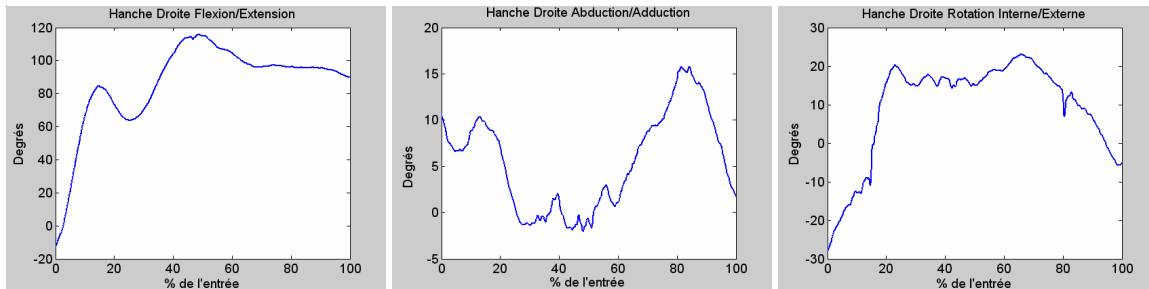


Figure A.III.2.1 : angles de la hanche droite du sujet 09.

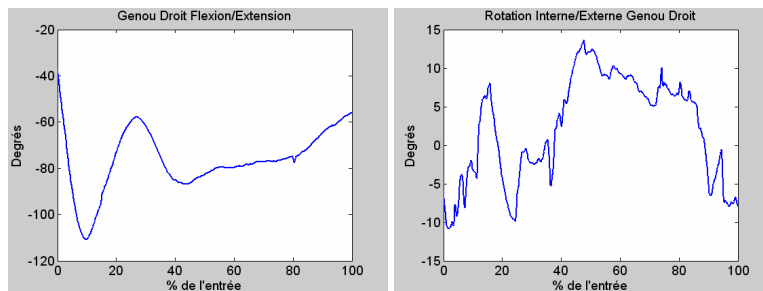


Figure A.III.2.2 : angles du genou droit du sujet 09.

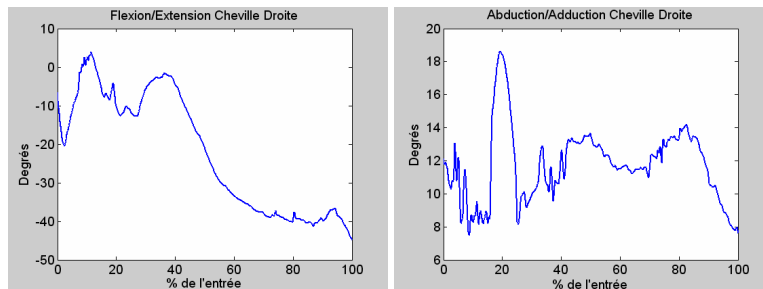


Figure A.III.2.3 : angles de la cheville droite du sujet 09.

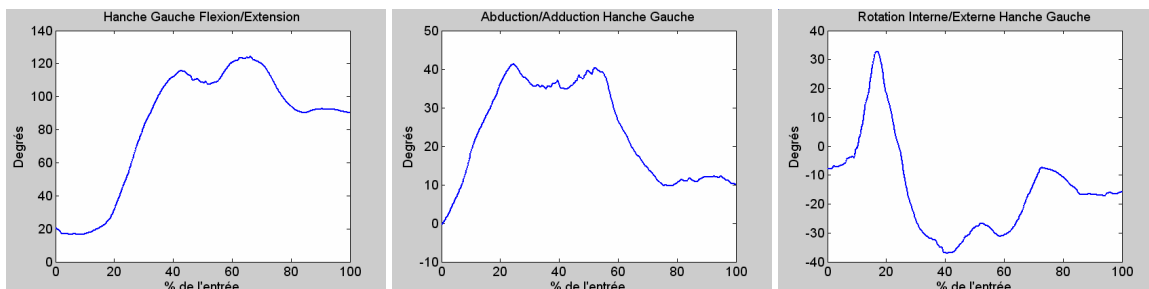


Figure A.III.2.4 : angles de la hanche gauche du sujet 09.

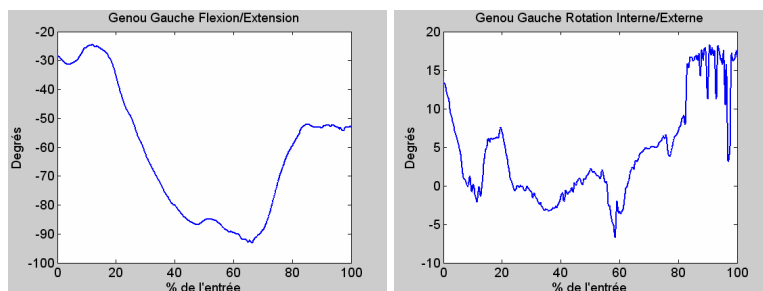


Figure A.III.2.5 : angles du genou gauche du sujet 09.

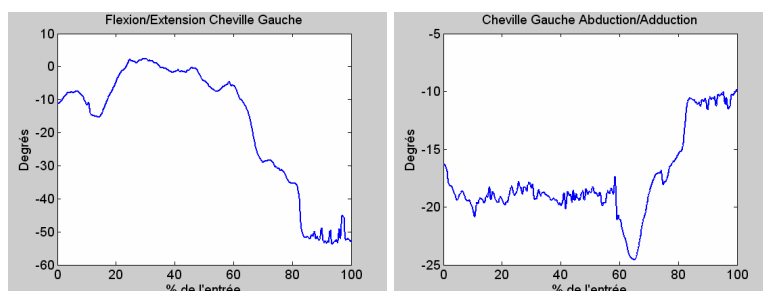


Figure A.III.2.6 : angles de la cheville gauche du sujet 09.

2. ANGLES ARTICULAIRES DU SUJET 10

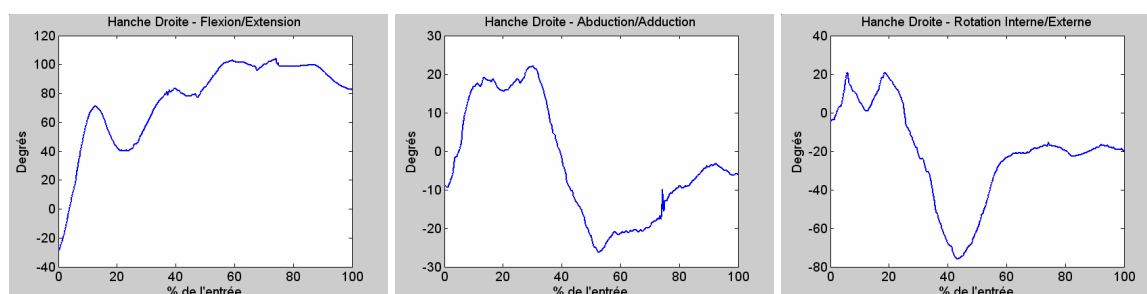


Figure A.III.2.1 : angles de la hanche droite du sujet 10.

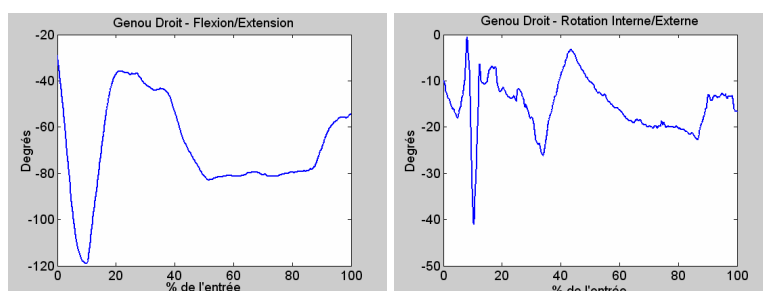


Figure A.III.2.2 : angles du genou droit du sujet 10.

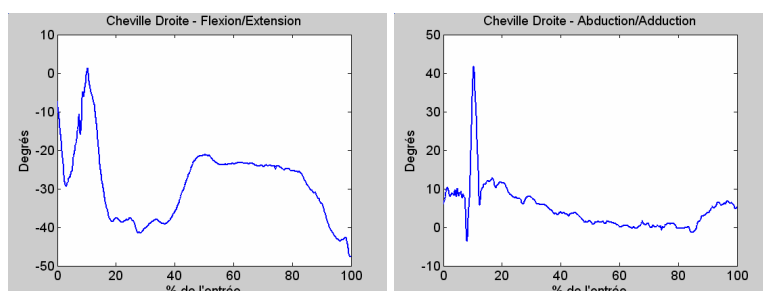


Figure A.III.2.3 : angles de la cheville droite du sujet 10.

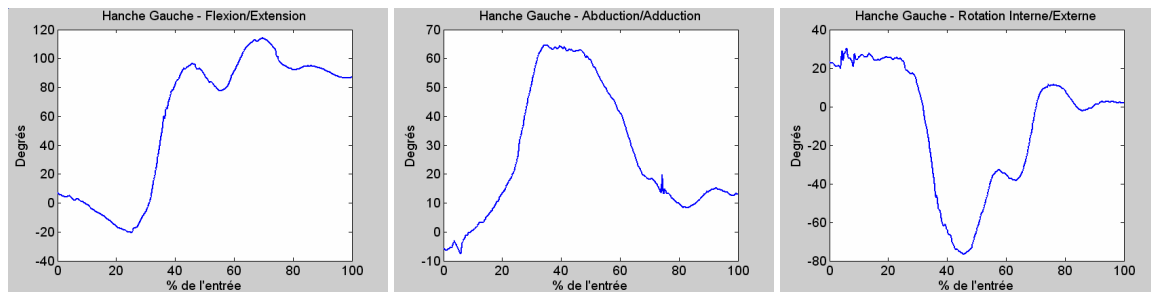


Figure A.III.2.4 : angles de la hanche gauche du sujet 10.

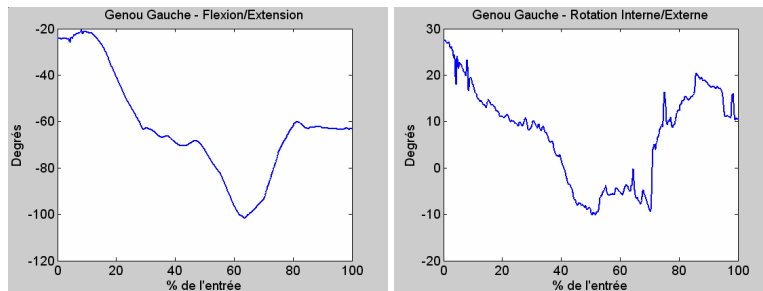


Figure A.III.2.5 : angles du genou gauche du sujet 10.

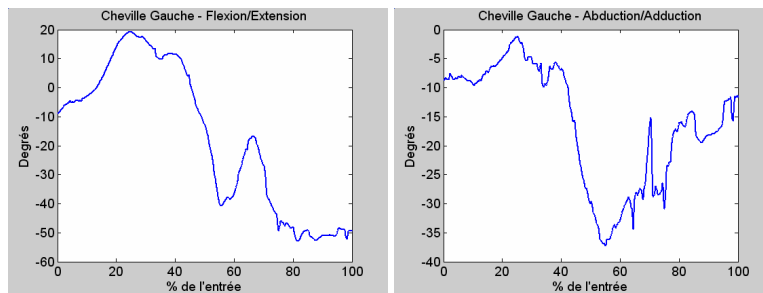


Figure A.III.2.6 : angles de la cheville gauche du sujet 10.

Annexe A.IV.1 - Trajectoires des pieds, du centre de masse du tronc et orientation spatiale du tronc pour les 3 représentants

1. SUJET REPRÉSENTANT DE LA CLASSE DE MOUVEMENTS 01

Les figures A.IV.1.1 à A.IV.1.3 présentent les trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 01.

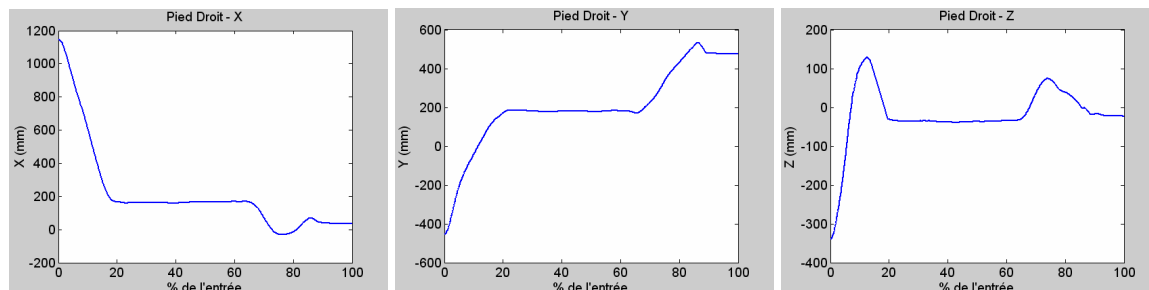


Figure A.IV.1.1 : trajectoires du pied droit du sujet représentant de la classe de mouvements 01.

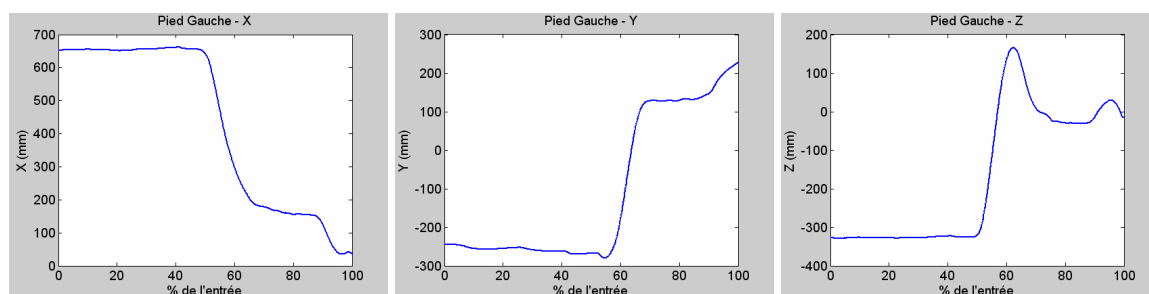


Figure A.IV.1.2 : trajectoires du pied gauche du sujet représentant de la classe de mouvements 01.

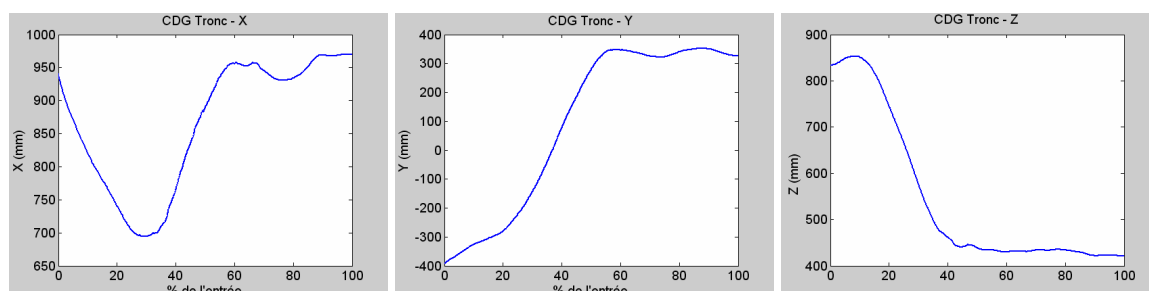


Figure A.IV.1.3 : trajectoires du centre de masse du sujet représentant de la classe de mouvements 01.

La figure A.IV.1.4 présente l'orientation spatiale du tronc pour le sujet représentant de la classe de mouvements 01.

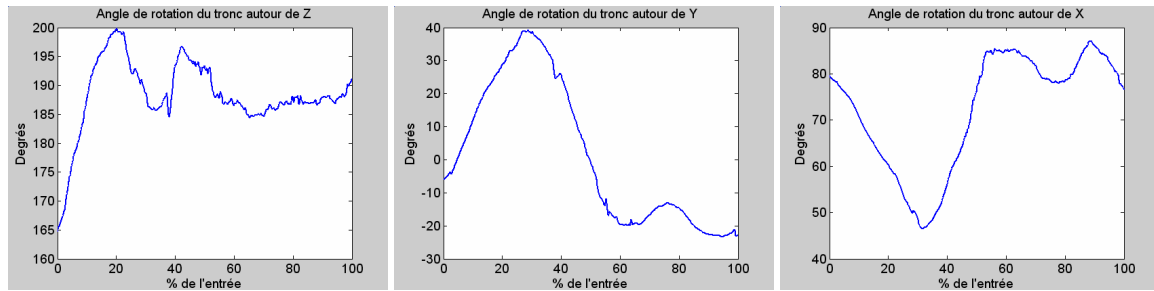


Figure A.IV.1.4 : orientation spatiale du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 01.

2. SUJET REPRÉSENTANT DE LA CLASSE DE MOUVEMENTS 02

Les figures A.IV.1.5 à A.IV.1.7 présentent les trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 02.

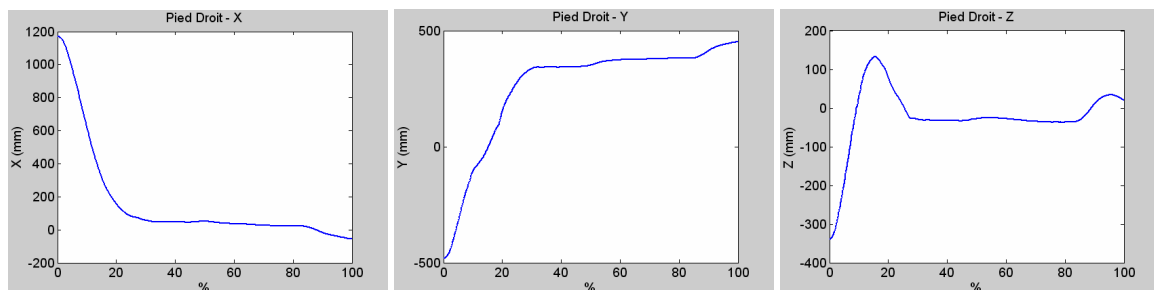


Figure A.IV.1.5 :trajectoires du pied droit du sujet représentant de la classe de mouvements 02.

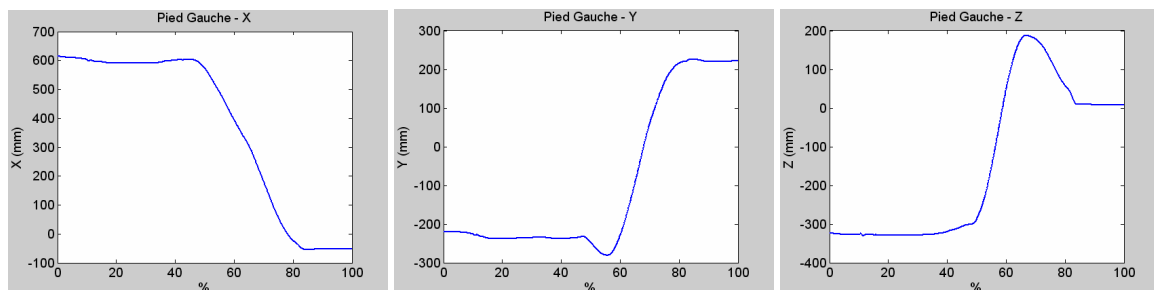


Figure A.IV.1.6 :trajectoires du pied gauche du sujet représentant de la classe de mouvements 02

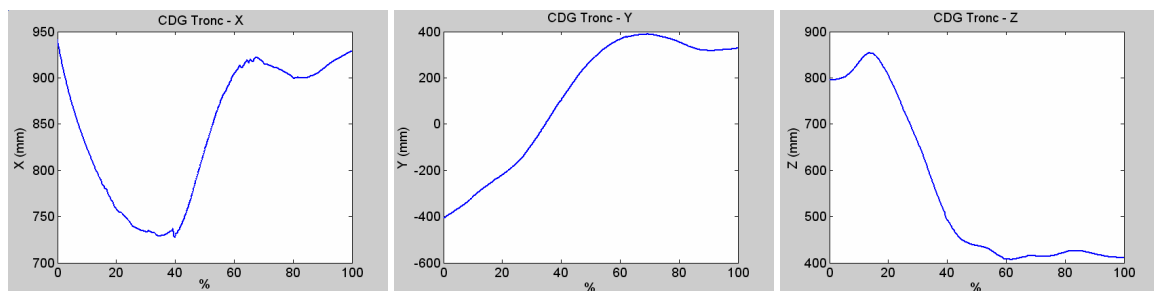


Figure A.IV.1.7 : trajectoires du centre de masse du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 02.

La figure A.IV.1.8 présente l'orientation spatiale du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 02.

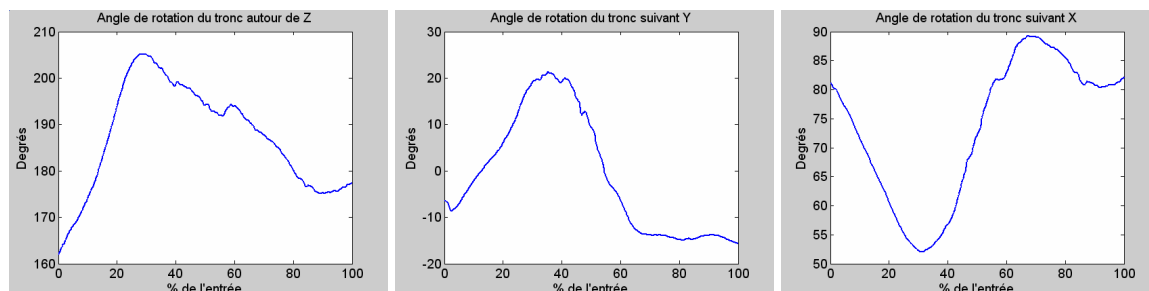


Figure A.IV.1.8 : orientation spatiale du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 02.

3. SUJET REPRÉSENTANT DE LA CLASSE DE MOUVEMENTS 03

Les figures A.IV.1.9 à A.IV.1.11 présentent les trajectoires des pieds et du centre de masse du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 03.

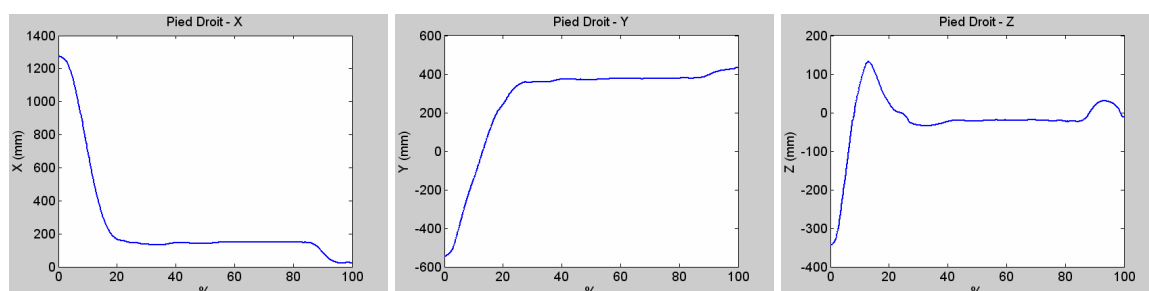


Figure A.IV.1.9 : trajectoires du pied droit du sujet représentant de la classe de mouvements 03

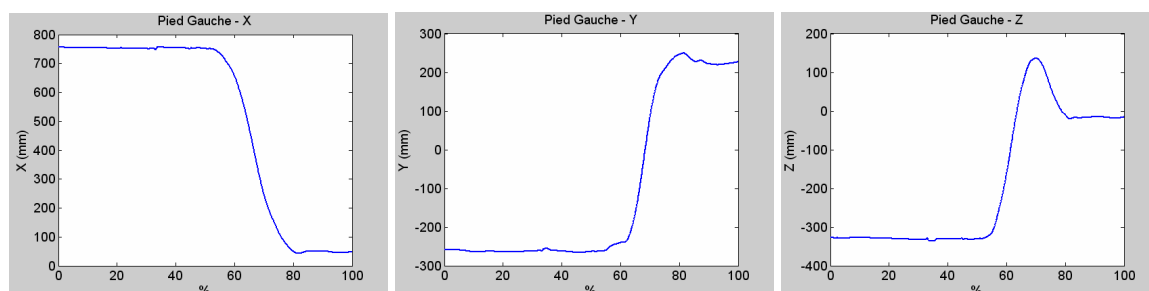


Figure A.IV.1.10 : trajectoires du pied gauche du sujet représentant de la classe de mouvements 03.

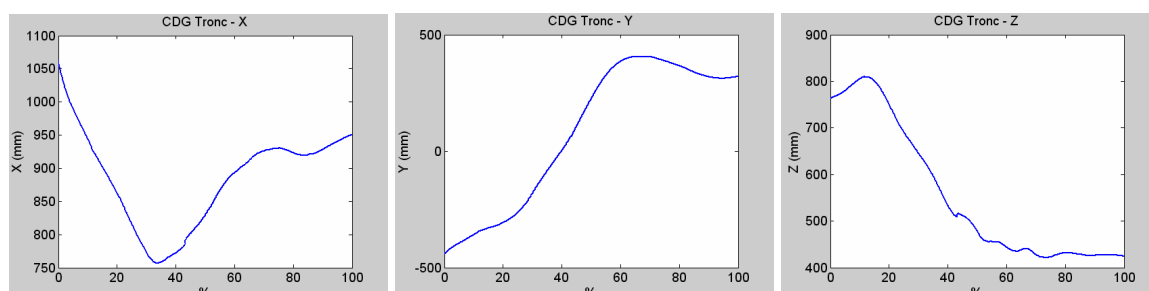


Figure A.IV.1.11 : trajectoires du centre de masse du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 03.

La figure A.IV.1.12 présente l'orientation spatiale du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 03.

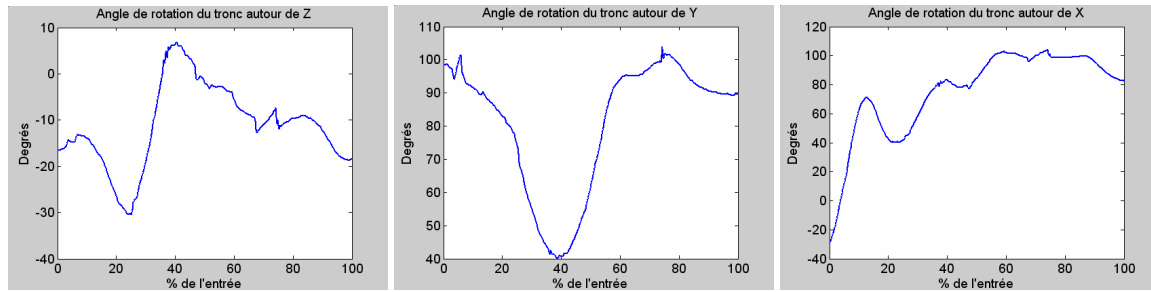


Figure A.IV.1.12 : trajectoires du centre de masse du tronc du sujet représentant de la classe de mouvements 03.

Annexe A.IV.2 - Équations de régression des points caractéristiques des pieds pour les sujets représentant de la classe de mouvements 02 et 03

Les tableaux A.IV.2.1 à A.IV.2.4 présentent les équations de régression du pied droit et du pied gauche aux 4 points caractéristiques pour la classe de mouvements 02.

Position initiale		
Classe 02		S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
Pied Droit	X	$2406.63 + 28.202 \times T - 5.661 \times LC + 53.835 \times LP - 20.678 \times LT + 32.970 \times LA - 118.152 \times EA + 60.406 \times EB$
	Y	$-5072.63 - 40.83 \times LC + 179.68 \times LJ - 20.55 \times LP - 32.97 \times LT + 44.48 \times LA + 0.65 \times LB$
	Z	-Distance(Sol,Bavolet)
Pied Gauche	X	$553.9849 - 2.4169 \times LC - 42.9739 \times LP + 12.4621 \times LT - 2.5044 \times LA + 5.3196 \times LB - 2.0658 \times EA + 21.1138 \times EB$
	Y	$528.822 - 5.6935 \times LC - 6.3484 \times LA$
	Z	-Distance(Sol,Bavolet)

Tableau A.IV.2.1 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°1 pour la classe 02.

Position Passage du pied au dessus du bavolet		
Classe 02		S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
Pied Droit	X	$1216.382 - 12.547 \times LC + 0.927 \times LJ + 34.674 \times LP - 5.52 \times LA - 0.194 \times EA - 4.452 \times EB$
	Y	0
	Z	$328.4642 - 4.1963 \times LJ - 1.7558 \times LB$
Pied Gauche	X	$3060.771 + 18.134 \times T + 8.875 \times LC - 131.592 \times LJ + 6.503 \times LT - 32.253 \times LA + 5.665 \times LB$
	Y	0
	Z	$3426.891 + 13.013 \times T + 20.030 \times LC - 132.661 \times LJ - 45.336 \times LA + 1.043 \times LB + 59.398 \times EA - 0.345 \times EB$

Tableau A.IV.2.2 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°2 pour la classe 02.

Position Pose du pied sur le plancher		
Classe 02		S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
Pied Droit	X	$2453.568 + 22.767 \times T - 8.667 \times LC - 58.73 \times LJ - 216.41 \times LP - 15.795 \times LT + 36.337 \times EB$
	Y	$159.7586 + 9.4591 \times LT - 25.2272 \times LA + 45.0116 \times EA + 5.4218 \times LB - 7.5287 \times EB$
	Z	-Distance(Bavolet,Plancher)
Pied Gauche	X	$1215.764 - 11.794 \times LC - 3.676 \times LT$
	Y	$951.79 + 3.1858 \times T - 80.1171 \times LP + 6.1728 \times LT - 21.6377 \times LA - 0.7499 \times LB + 38.8477 \times EA$
	Z	-Distance(Bavolet,Plancher)

Tableau A.IV.2.3 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°3 pour la classe 02.

Position finale		
Classe 02		S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
Pied Droit	X	$700.48 + 96.706 \times T - 17.67 \times LC - 261.586 \times LJ + 72.582 \times LP - 121.994 \times LT$
	Y	$-112.336 + 28.706 \times T - 73.487 \times LJ + 24.744 \times LP - 34.735 \times LT$
	Z	$529.4106 - 8.7347 \times T + 7.5773 \times LC + 11.2749 \times LP + 11.1407 \times LT + 2.3607 \times LA - 4.4577 \times LB - 4.9687 \times EA$
Pied Gauche	X	$1123.023 - 21.953 \times T - 4.66 \times LC + 46.428 \times LJ + 9.562 \times LP + 16.133 \times LT$
	Y	$498.6025 + 7.2397 \times LT - 11.6319 \times LA - 14.6342 \times EB$
	Z	$-266.577 - 3.495 \times LC + 5.595 \times LJ + 6.604 \times LA - 1.564 \times LB$

Tableau A.IV.2.4 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°4 pour la classe 02.

Les tableaux A.IV.2.5 à A.IV.2.8 présentent les équations de régression du pied droit et du pied gauche aux 4 points caractéristiques pour la classe de mouvements 03.

Position initiale		
Classe 03		S08 S10 S20
Pied Droit	X	$-5313.08 + 164.77 \times LJ - 10.57 \times LT$
	Y	$600.7439 - 0.8997 \times LJ$
	Z	$-Distance(Sol, Bavolet)$
Pied Gauche	X	$-1956.59 + 22.56 \times LC + 36.86 \times LJ$
	Y	$1505.495 - 40.986 \times LJ$
	Z	$-Distance(Sol, Bavolet)$

Tableau A.IV.2.5 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°1 pour la classe 03.

Position Passage du pied au dessus du bavolet		
Classe 03		S08 S10 S20
Pied Droit	X	$760.3826 + 0.132 \times T - 7.9921 \times LJ$
	Y	0
	Z	$-296.323 + 4.582 \times LC + 4.638 \times LJ$
Pied Gauche	X	$-1614.28 + 7.78 \times LC + 64.01 \times LB$
	Y	0
	Z	$2624.258 - 58.038 \times LJ$

Tableau A.IV.2.6 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°2 pour la classe 03.

Position Pose du pied sur le plancher		
Classe 03		S08 S10 S20
Pied Droit	X	$2185.918 - 47.358 \times LJ$
	Y	$826.5035 - 13.6231 \times LC + 1.5722 \times LJ$
	Z	$-Distance(Bavolet, Plancher)$
Pied Gauche	X	$1145.413 - 65.962 \times LA + 6.598 \times T$
	Y	$1694.393 - 33.313 \times LJ$
	Z	$-Distance(Bavolet, Plancher)$

Tableau A.IV.2.7 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°3 pour la classe 03.

Position finale		
Classe 03	S08 S10 S20	
Pied Droit	X	$29.46.915 - 26.51 \times T + 35.382 \times LT$
	Y	$1387.547 - 7.831 \times LC - 13.090 \times LJ$
	Z	$1193.31 - 16.142 \times LC - 9.22 \times LJ$
Pied Gauche	X	$-4821.99 - 135.54 \times LT + 64.97 \times T$
	Y	$390.1388 - 4.997 \times LT + 1.429 \times LC$
	Z	$1085.411 - 11.240 \times LC - 12.527 \times LC$

Tableau A.IV.2.8 : équations de régression du pied droit et du pied gauche au point caractéristique n°4 pour la classe 03.

Annexe A.IV.3 - Équations de régression des points caractéristiques du centre de masse du tronc pour les sujets représentant de la classe de mouvements 02 et 03

Les tableaux A.IV.3.1 à A.IV.3.3 présentent les équations de régression du centre de masse du tronc aux 3 points caractéristiques pour la classe de mouvements 02.

Position initiale		
Classe 02		S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
CDG Tronc	X	$1573.095 - 3.981 \times LC - 104.532 \times LP + 12.898 \times LT + 46.871 \times EB$
	Y	$-714.98 + 12.143 \times LJ - 4.176 \times LT$
	Z	$-1276.85 - 2.40 \times LC + 44.15 \times LJ + 7.36 \times LA$

Tableau A.IV.3.1 : équations de régression du centre de masse du tronc au point caractéristique n°1 pour la classe de mouvements 02.

Position Centre de masse du tronc au dessus du bavolet		
Classe 02		S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
CDG Tronc	X	$1124.972 - 4.056 \times LC + 26.188 \times EB$
	Y	0
	Z	$829.4605 - 8.8024 \times T + 7.3182 \times LC - 2.3228 \times LP + 19.5575 \times LT - 3.3462 \times LA - 6.6909 \times LB + 20.1258 \times EA$

Tableau A.IV.3.2 : équations de régression du centre de masse du tronc au point caractéristique n°2 pour la classe de mouvements 02.

Position finale		
Classe 02		S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
CDG Tronc	X	$991.1449 - 4.4977 \times LC + 21.4805 \times LP - 4.5053 \times LT + 5.2869 \times LA + 4.8067 \times LB - 34.8107 \times EA + 14.615 \times EB$
	Y	$-26.3042 + 3.9748 \times T - 3.3481 \times LC - 2.8113 \times LJ - 4.2693 \times LT + 2.6806 \times LB - 5.8396 \times EA + 11.2223 \times EB$
	Z	$252.4379 - 4.6746 \times LJ + 28.7262 \times LP - 7.3915 \times EB$

Tableau A.IV.3.3 : équations de régression du centre de masse du tronc au point caractéristique n°3 pour la classe de mouvements 02.

Les tableaux A.IV.3.4 à A.IV.3.6 présentent les équations de régression du centre de masse du tronc aux 3 points caractéristiques pour la classe de mouvements 03.

Position initiale		
Classe 03		S08 S10 S20
CDG Tronc	X	$-1622.02 + 211.69 \times LP - 19.45 \times LT$
	Y	$2297.677 - 63.907 \times LJ$
	Z	$311.1336 + 4.1357 \times T - 6.1321 \times LJ$

Tableau A.IV.3.4 : équations de régression du centre de masse du tronc au point caractéristique n°1 pour la classe de mouvements 03.

Position Centre de masse du tronc au dessus du bavolet		
Classe 03	S08 S10 S20	
CDG Tronc	X	$-3778.25 + 60.32 \times T - 125.21 \times LT$
	Y	0
	Z	$2291.927 - 23.305 \times T + 48.411 \times LT$

Tableau A.IV.3.5 : équations de régression du centre de masse du tronc au point caractéristique n°2 pour la classe de mouvements 03.

Position finale		
Classe 03	S08 S10 S20	
CDG Tronc	X	$730.513 + 5.0029 \times LJ$
	Y	$576.8736 - 5.9454 \times LJ$
	Z	$1016.933 - 8.702 \times T + 19.428 \times LT$

Tableau A.IV.3.6 : équations de régression du centre de masse du tronc au point caractéristique n°3 pour la classe de mouvements 03.

Annexe A.IV.4 - Trajectoires adaptées des sujets représentants de la classe de mouvements 02 et 03 et d'un sujet appartenant à la base de mouvement

Les figures A.IV.4.1 et A.IV.4.2 présentent les trajectoires mesurées et adaptées des pieds du sujet représentant de la classe 02.

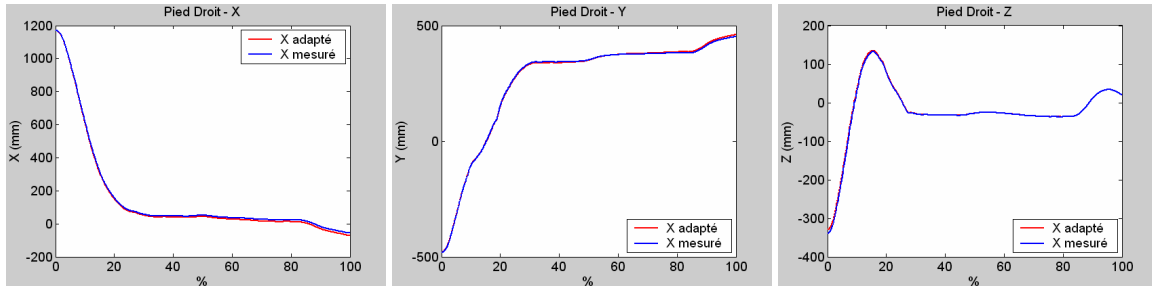


Figure A.IV.4.1 : trajectoires mesurées et adaptées du pied droit du sujet représentant de la classe 02.

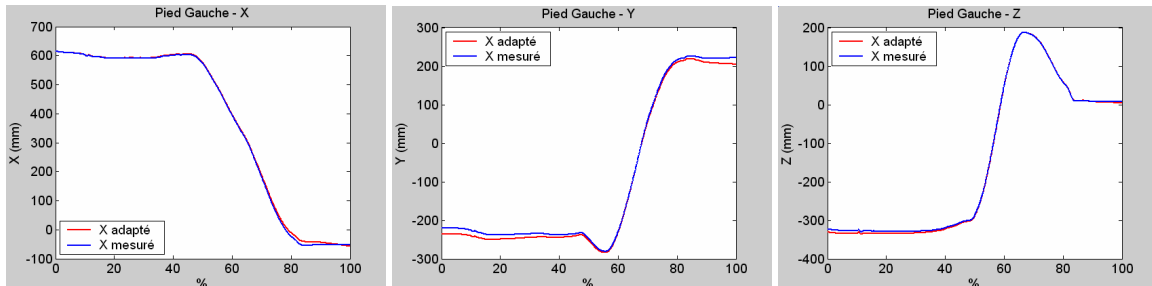


Figure A.IV.4.2 : trajectoires mesurées et adaptées du pied gauche du sujet représentant de la classe 02.

Les figures A.IV.4.3 et A.IV.4.4 présentent les trajectoires mesurées et adaptées des pieds du sujet représentant de la classe 03.

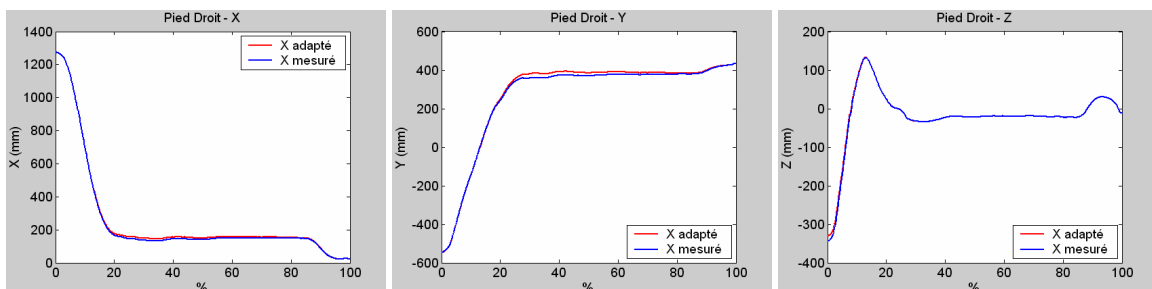


Figure A.IV.4.3 : trajectoires mesurées et adaptées du pied droit du sujet représentant de la classe 03.

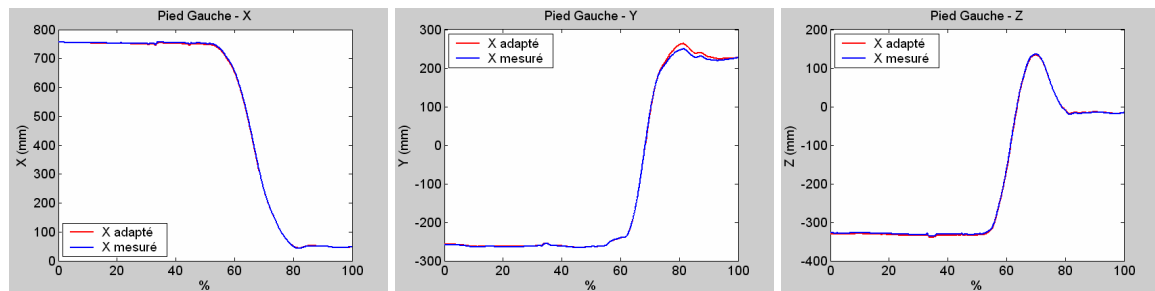


Figure A.IV.4.4 : trajectoires mesurées et adaptées du pied gauche du sujet représentant de la classe 03.

Les figures A.IV.4.4 à A.IV.4.6 présentent les trajectoires mesurées et adaptées des pieds du sujet S12.

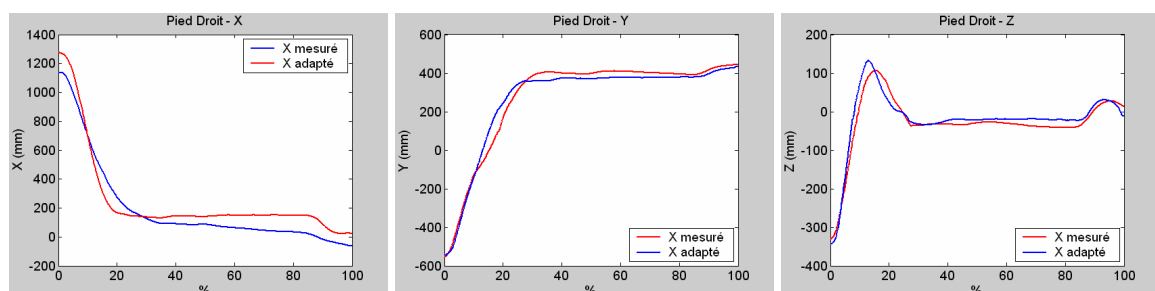


Figure A.IV.4.5 : trajectoires mesurées et adaptées du pied droit du sujet S12.

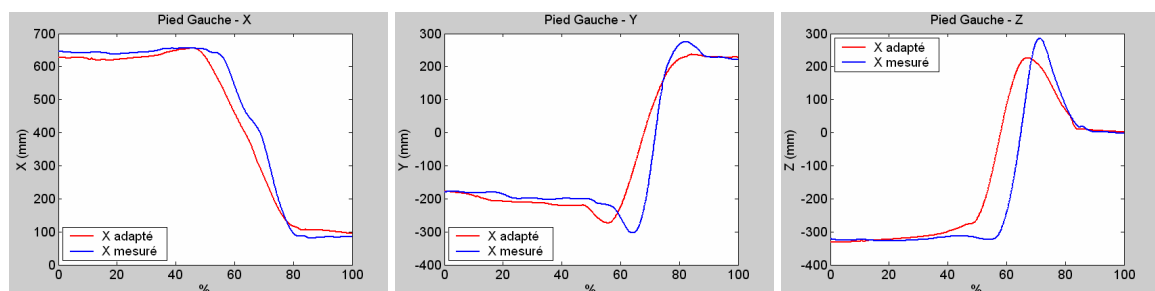


Figure A.IV.4.6 : trajectoires mesurées et adaptées du pied gauche du sujet S12.

Annexe A.IV.5 - Équations de régression des points caractéristiques de l'orientation spatiale du tronc pour les 3 sujets représentants

Les tableaux A.IV.5.1 à A.IV.5.3 présentent les équations de régression des points caractéristiques de l'orientation spatiale du tronc pour la classe de mouvements 01.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe Z du véhicule	
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17
Point caractéristique n°1	$2.3534 \times T - 6.5784 \times LC + 3.1294 \times LJ + 9.0121 \times LP - 3.0814 \times LT + 1.0201 \times LA + 2.3247 \times LB + 3.2092 \times EA - 14.88 \times EB$
Point caractéristique n°2	$2.4881 \times T - 5.9678 \times LC + 3.0437 \times LJ + 7.8897 \times LP - 3.1979 \times LT + 0.13205 \times LA + 2.7636 \times LB + 2.8808 \times EA - 12.535 \times EB$
Point caractéristique n°3	$2.4467 \times T - 7.51 \times LC + 3.7883 \times LJ + 10.139 \times LP - 3.0905 \times LT + 1.5114 \times LA + 2.1455 \times LB + 3.3867 \times EA - 15.876 \times EB$
Point caractéristique n°4	$2.4303 \times T - 5.1089 \times LC + 2.5529 \times LJ + 6.2157 \times LP - 3.231 \times LT - 0.53573 \times LA + 3.3084 \times LB + 3.2304 \times EA - 11.003 \times EB$
Point caractéristique n°5	$2.7415 \times T - 8.3015 \times LC + 4.0071 \times LJ + 9.9177 \times LP - 3.66 \times LT + 1.7914 \times LA + 2.7272 \times LB + 4.1593 \times EA - 17.683 \times EB$
Point caractéristique n°6	$-0.12096 \times T + 3.6299 \times LC - 2.6538 \times LJ + 1.3225 \times LP + 1.88 \times LT - 1.1997 \times LA - 2.7996 \times LB - 0.8244 \times EA + 10.025 \times EB$

Tableau A.IV.5.1 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe Z du véhicule pour la classe de mouvement 01.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe Y du véhicule	
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17
Point caractéristique n°1	$1.9299 \times T - 7.9797 \times LC + 4.1352 \times LJ + 5.6299 \times LP - 1.4616 \times LT + 0.34995 \times LA + 1.2671 \times LB - 0.59037 \times EA - 13.613 \times EB$
Point caractéristique n°2	$1.9531 \times T - 8.242 \times LC + 4.3241 \times LJ + 5.4013 \times LP - 1.6788 \times LT + 0.61568 \times LA + 1.5378 \times LB + 0.05886 \times EA - 14.491 \times EB$
Point caractéristique n°3	$1.4987 \times T - 9.347 \times LC + 5.0536 \times LJ + 10.09 \times LP - 0.60454 \times LT + 3.4746 \times LA - 2.0816 \times LB + 1.9706 \times EA - 16.124 \times EB$
Point caractéristique n°4	$1.7881 \times T - 7.3456 \times LC + 3.936 \times LJ + 4.5711 \times LP - 1.1145 \times LT + 0.16509 \times LA + 0.98359 \times LB - 0.83203 \times EA - 12.878 \times EB$
Point caractéristique n°5	$1.5385 \times T - 7.5682 \times LC + 4.0816 \times LJ + 6.5112 \times LP - 0.92267 \times LT + 0.77479 \times LA - 0.072583 \times LB - 0.54186 \times EA - 12.628 \times EB$
Point caractéristique n°6	$0.33276 \times T - 2.8016 \times LC + 1.9089 \times LJ + 2.1645 \times LP + 2.5983 \times LT - 1.0719 \times LA - 3.4631 \times LB - 4.3703 \times EA + 0.2012 \times EB$
Point caractéristique n°7	$-1.3983 \times T - 6.4322 \times LC + 4.3969 \times LJ + 16.617 \times LP + 5.2134 \times LT + 6.2601 \times LA - 14.088 \times LB - 0.45905 \times EA - 4.1343 \times EB$

Tableau A.IV.5.2 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe Y du véhicule pour la classe de mouvement 01.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe X du véhicule	
Classe 01	S01 S02 S03 S05 S07 S11 S13 S15 S16 S17
Point caractéristique n°1	$-0.077188 \times T + 3.5131 \times LC - 1.0509 - 5.4003 \times LP + 0.51721 \times LT - 3.7012 \times LA + 3.5683 \times LB - 3.7491 \times EA + 8.8749 \times EB$
Point caractéristique n°2	$-0.2746 \times T + 5.146 \times LC - 2.6628 \times LJ - 7.0467 \times LP + 0.36071 \times LT - 4.055 \times LA + 4.5025 \times LB - 3.7824 \times EA + 10.125 \times EB$
Point caractéristique n°3	$-0.25271 \times T + 3.3136 \times LC - 0.9746 \times LJ - 3.755 \times LP + 0.83479 \times LT - 3.2137 \times LA + 2.8807 \times LB - 3.6123 \times EA + 8.6148 \times EB$
Point caractéristique n°4	$-5.1675 \times T + 28.592 \times LC - 17.592 - 15.201 \times LP + 5.6935 \times LT - 6.3774 \times LA + 11.501 \times LB - 20.012 \times EA + 38.928 \times EB$
Point caractéristique n°5	$-0.29325 \times T - 1.2554 \times LC + 4.7614 \times LJ + 1.2051 \times LP + 1.6232 \times LT - 1.3635 \times LA - 2.4442 \times LB - 2.7609 \times EA + 2.4283 \times EB$

Tableau A.IV.5.3 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe X du véhicule pour la classe de mouvement 01.

Les tableaux A.IV.5.1 à A.IV.5.3 présentent les équations de régression des points caractéristiques de l'orientation spatiale du tronc pour la classe de mouvements 02.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe Z du véhicule	
Classe 02	S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
Point caractéristique n°1	$-4.7476 \times T + 3.6829 \times LC + 37.461 \times LP + 2.2314 \times LT + 8.5285 \times LA + 0.813 \times LB - 31.305 \times EA + 12.52 \times EB$
Point caractéristique n°2	$3.7636 \times T + 0.063595 \times LC - 23.28 \times LP - 4.6841 \times LT - 1.8619 \times LA + 0.60278 \times LB + 10.197 \times EA + 4.0033 \times EB$
Point caractéristique n°3	$1.9951 \times T + 2.6069 \times LC - 16.227 \times LP - 1.9709 \times LT - 2.7459 \times LA - 0.38549 \times LB + 11.399 \times EA + 1.1074 \times EB$
Point caractéristique n°4	$1.4518 \times T + 2.2078 \times LC - 8.3744 \times LP - 1.5888 \times LT - 1.5285 \times LA - 0.31618 \times LB + 7.2517 \times EA - 0.029893 \times EB$
Point caractéristique n°5	$2.683 \times T + 2.7081 \times LC - 22.87 \times LP - 1.9328 \times LT - 4.6478 \times LA - 0.53262 \times LB + 18.829 \times EA - 3.1486 \times EB$
Point caractéristique n°6	$2.9049 \times T - 0.8845 \times LC - 7.5617 \times LP - 4.0842 \times LT - 2.7948 \times LA + 0.73308 \times LB + 9.7999 \times EA - 1.4106 \times EB$

Tableau A.IV.5.4 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe Z du véhicule pour la classe de mouvement 02.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe Y du véhicule	
Classe 02	S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
Point caractéristique n°1	$-1.0091 \times T + 1.8798 \times LC - 4.9386 \times LP + 4.6903 \times LT - 1.3074 \times LA - 1.1694 \times LB + 5.0515 \times EA - 4.2253 \times EB$
Point caractéristique n°2	$-4.0182 \times T + 3.5138 \times LC + 9.8154 \times LP + 9.5651 \times LT + 1.3277 \times LA - 1.0015 \times LB - 6.1709 \times EA - 2.5379 \times EB$
Point caractéristique n°3	$0.016017 \times T - 0.63612 \times LC + 1.7742 \times LP + 0.94255 \times LT + 0.59506 \times LA - 0.29164 \times LB - 0.98282 \times EA - 1.6483 \times EB$
Point caractéristique n°4	$-0.85161 \times T + 1.4898 \times LC - 5.9958 \times LP + 4.3913 \times LT - 1.0014 \times LA - 1.0194 \times LB + 4.3772 \times EA - 3.348 \times EB$
Point caractéristique n°5	$-1.0513 \times T + 1.8198 \times LC - 5.5004 \times LP + 4.7333 \times LT - 0.90646 \times LA - 1.1077 \times LB + 3.9934 \times EA - 3.6554 \times EB$
Point caractéristique n°6	$-0.68675 \times T + 1.1083 \times LC - 2.1388 \times LP + 3.4967 \times LT - 1.8828 \times LA - 0.93444 \times LB + 6.0847 \times EA - 5.1286 \times EB$
Point caractéristique n°7	$-1.8134 \times T + 1.1224 \times LC + 10.945 \times LP + 3.1877 \times LT + 0.66363 \times LA - 0.6738 \times LB - 2.5924 \times EA - 3.9998 \times EB$

Tableau A.IV.5.5 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe Y du véhicule pour la classe de mouvement 02.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe X du véhicule	
Classe 02	S04 S06 S09 S12 S14 S18 S19 S21
Point caractéristique n°1	$2.6315 \times T - 2.4453 \times LC - 14.843 \times LP - 2.1611 \times LT + 0.30195 \times LA + 0.41745 \times LB + 1.1222 \times EA + 3.7367 \times EB$
Point caractéristique n°2	$1.4533 \times T - 1.6046 \times LC - 6.9528 \times LP - 1.3137 \times LT + 0.69224 \times LA + 0.27192 \times LB - 0.35946 \times EA + 2.0215 \times EB$
Point caractéristique n°3	$3.033 \times T - 2.6989 \times LC - 15.896 \times LP - 2.9959 \times LT + 0.42129 \times LA + 0.48469 \times LB + 0.86565 \times EA + 4.0853 \times EB$
Point caractéristique n°4	$2.2743 \times T - 2.3914 \times LC - 8.706 \times LP - 2.482 \times LT + 1.2186 \times LA + 0.52328 \times LB - 2.6822 \times EA + 3.1419 \times EB$
Point caractéristique n°5	$1.6454 \times T - 2.7058 \times LC - 1.605 \times LP - 1.7702 \times LT + 2.0501 \times LA + 0.67003 \times LB - 5.1761 \times EA + 1.7656 \times EB$

Tableau A.IV.5.6 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe X du véhicule pour la classe de mouvement 02.

Les tableaux A.IV.5.1 à A.IV.5.3 présentent les équations de régression des points caractéristiques de l'orientation spatiale du tronc pour la classe de mouvements 03.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe Z du véhicule	
Classe 03	S08 S10 S20
Point caractéristique n°1	$4.4447 \times T - 4.7338 \times LC - 8.6124 \times LT$
Point caractéristique n°2	$5.3277 \times T - 4.8688 \times LC - 10.409 \times LT$
Point caractéristique n°3	$5.2649 \times T - 4.9245 \times LC - 10.247 \times LT$
Point caractéristique n°4	$5.297 \times T - 4.9535 \times LC - 10.292 \times LT$
Point caractéristique n°5	$2.5383 \times T - 1.6354 \times LC - 3.9864 \times LT$
Point caractéristique n°6	$2.5781 \times T - 1.7299 \times LC - 3.9092 \times LT$

Tableau A.IV.5.7 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe Z du véhicule pour la classe de mouvement 03.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe Y du véhicule	
Classe 03	S08 S10 S20
Point caractéristique n°1	$2.5977 \times T - 2.4926 \times LC - 7.2559 \times LT$
Point caractéristique n°2	$2.5065 \times T - 2.5009 \times LC - 7.0125 \times LT$
Point caractéristique n°3	$2.3147 \times T - 1.9032 \times LC - 6.0272 \times LT$
Point caractéristique n°4	$1.9159 \times T - 1.8225 \times LC - 5.2834 \times LT$
Point caractéristique n°5	$0.62374 \times T - 0.81831 \times LC - 1.7019 \times LT$
Point caractéristique n°6	$0.62035 \times T - 0.53613 \times LC - 1.8833 \times LT$
Point caractéristique n°7	$2.0357 \times T - 2.8555 \times LC - 4.8488 \times LT$

Tableau A.IV.5.8 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe Y du véhicule pour la classe de mouvement 03.

Angle de rotation du tronc suivant l'axe X du véhicule	
Classe 03	S08 S10 S20
Point caractéristique n°1	$-2.5036 \times T + 4.8263 \times LC + 6.1847 \times LT$
Point caractéristique n°2	$-1.1663 \times T + 2.3873 \times LC + 2.6177 \times LT$
Point caractéristique n°3	$-2.3213 \times T + 4.6684 \times LC + 5.7403 \times LT$
Point caractéristique n°4	$-0.52815 \times T + 2.1524 \times LC + 1.4747 \times LT$
Point caractéristique n°5	$0.61291 \times T + 1.0991 \times LC - 1.5163 \times LT$

Tableau A.IV.5.9 : équations de régression des points caractéristiques de l'angle de rotation du tronc suivant l'axe X du véhicule pour la classe de mouvement 03.

Annexe A.IV.6 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - représentant de la classe de mouvements 02

Les figures A.IV.6.1 à A.IV.6.6 présentent les angles articulaires simulés et corrigés du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S09 représentant de la classe 02.

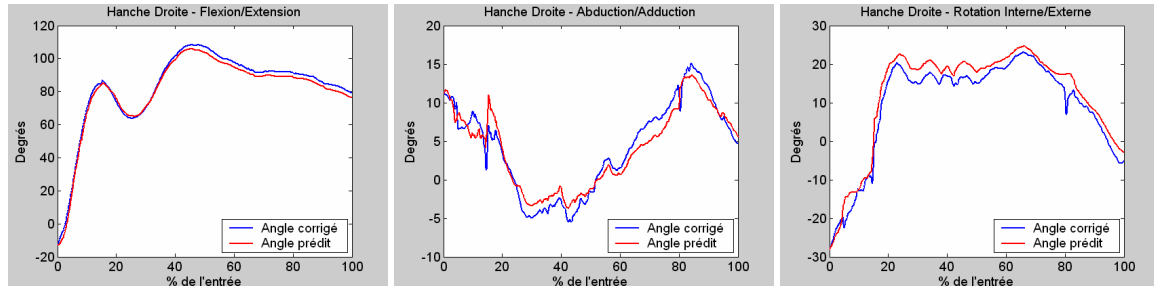


Figure A.IV.6.1 : angles corrigés et simulés de la hanche droite du sujet S09.

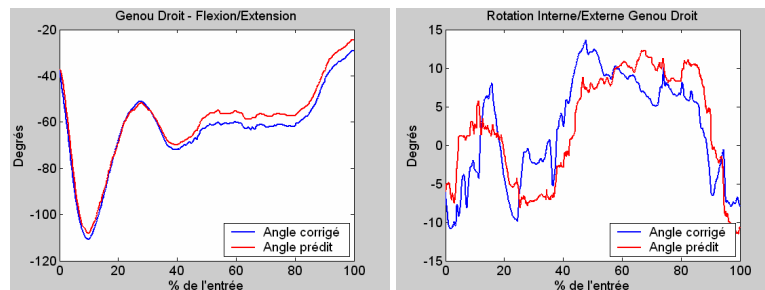


Figure A.IV.6.2 : angles corrigés et simulés du genou droit du sujet S09.

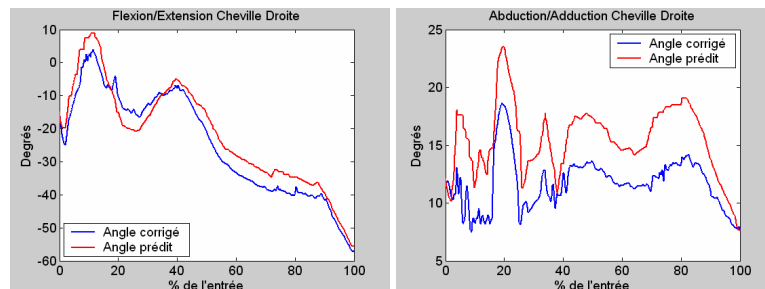


Figure A.IV.6.3 : angles corrigés et simulés de la cheville droite du sujet S09.

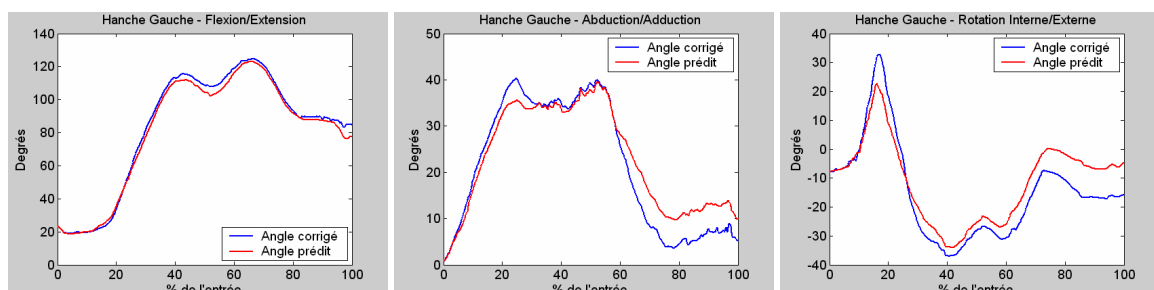


Figure A.IV.6.4 : angles corrigés et simulés de la hanche gauche du sujet S09

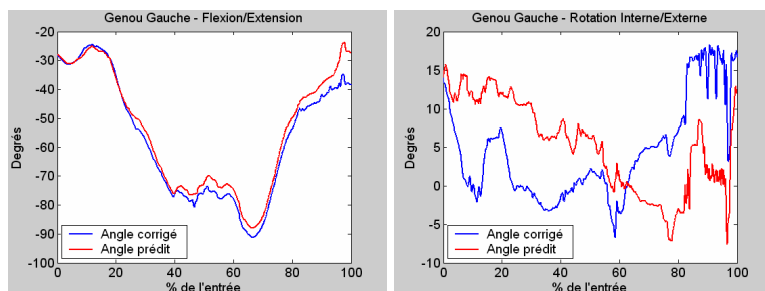


Figure A.IV.6.5 : angles corrigés et simulés du genou gauche du sujet S09.

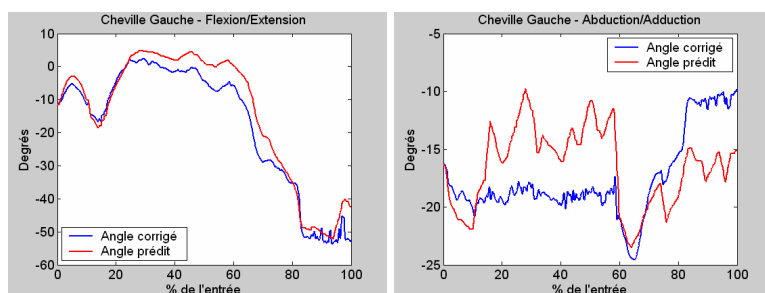
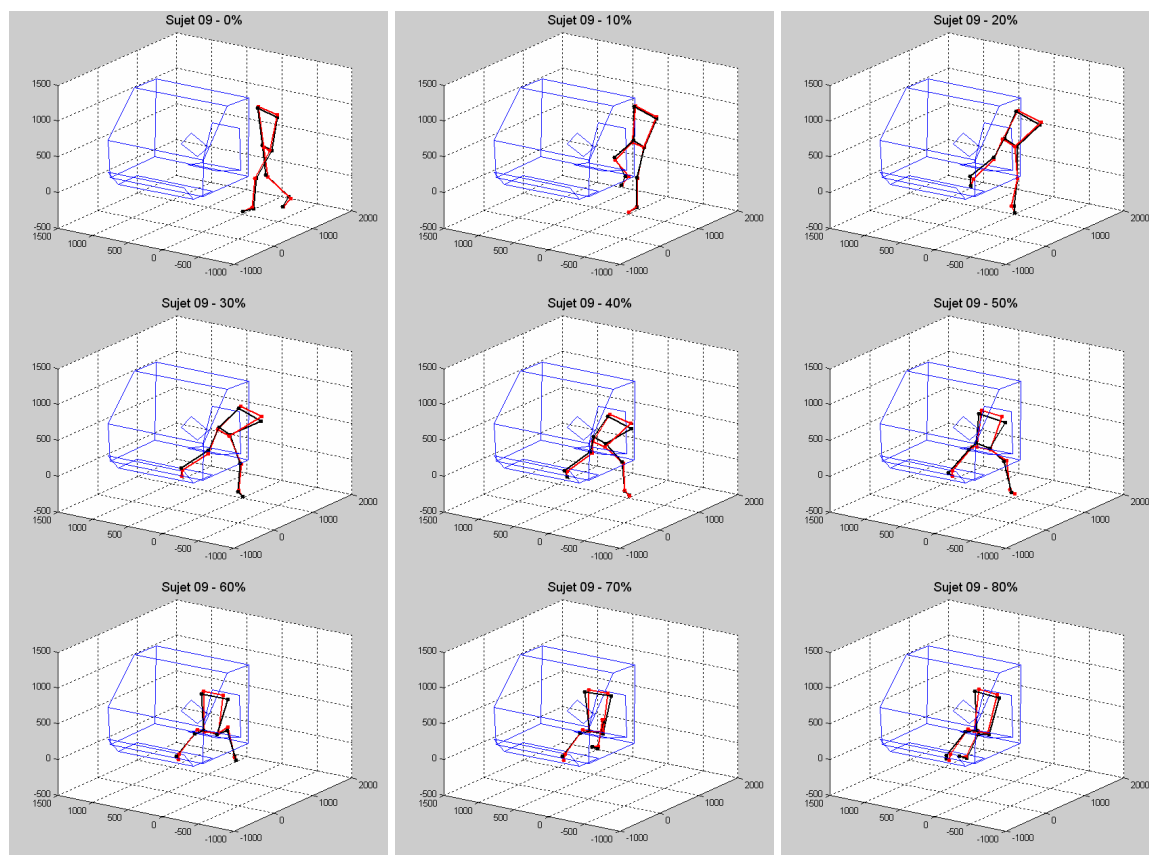


Figure A.IV.6.6 : angles corrigés et simulés de la cheville gauche du sujet S09.

Le mouvement obtenu est présenté à la figure A.IV.6.7 sous forme de kinogrammes. Le mouvement prédit (en noir) est comparé au mouvement mesuré (en rouge).



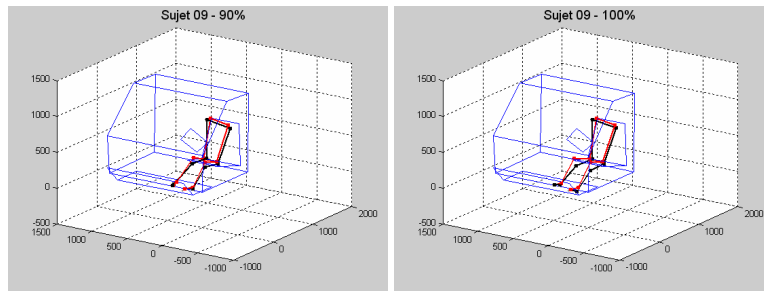


Figure A.IV.6.7 : simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S09.

Annexe A.IV.7 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - représentant de la classe de mouvements 03

Les figures A.IV.7.1 à A.IV.7.6 présentent les angles articulaires simulés et corrigés du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S10 représentant de la classe 03.

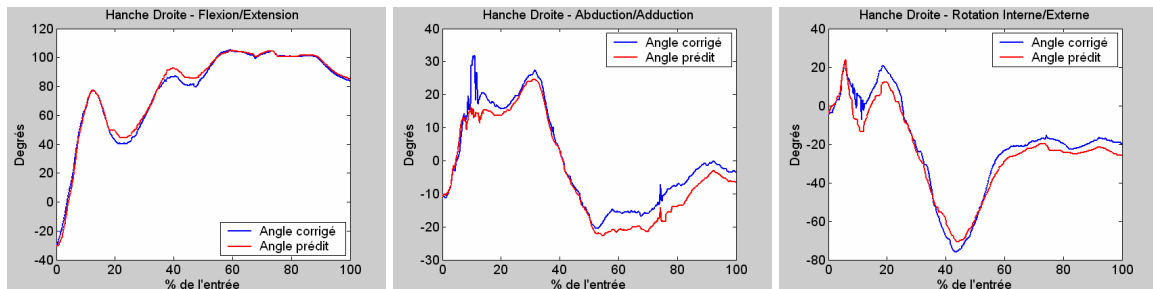


Figure A.IV.7.1 : angles corrigés et simulés de la hanche droite du sujet S10.

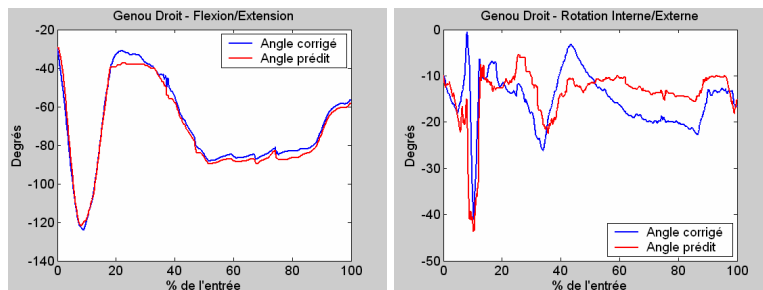


Figure A.IV.7.2 : angles corrigés et simulés du genou droit du sujet S10.

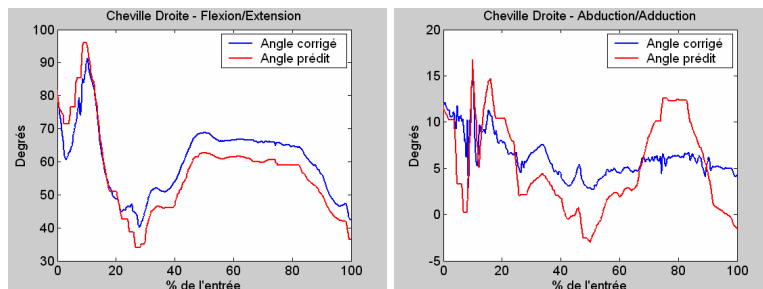


Figure A.IV.7.3 : angles corrigés et simulés de la cheville droite du sujet S10.

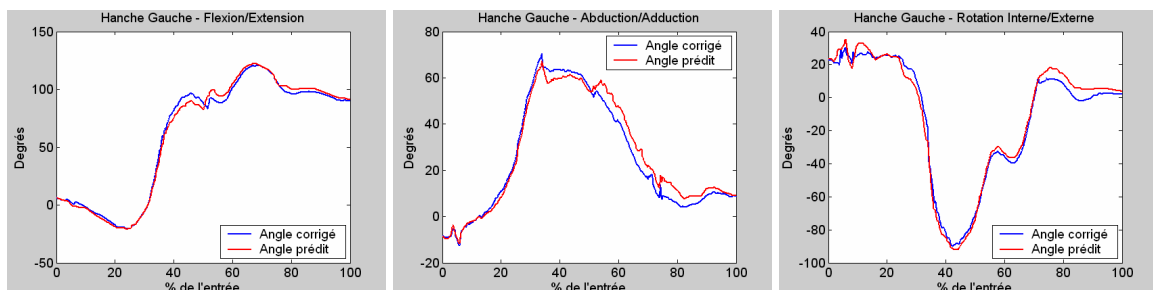


Figure A.IV.7.4 : angles corrigés et simulés de la hanche gauche du sujet S10.

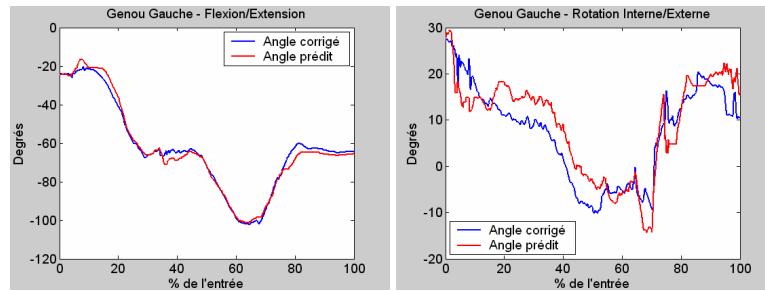


Figure A.IV.7.5 : angles corrigés et simulés du genou gauche du sujet S10.

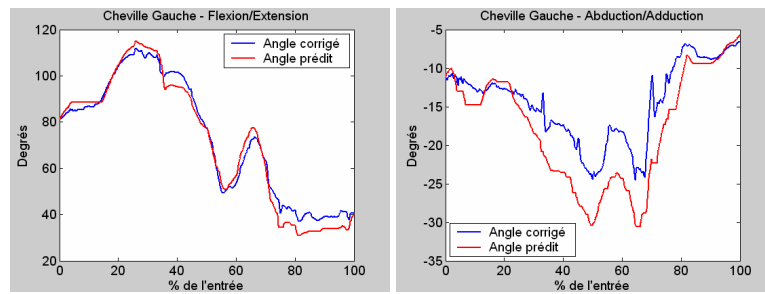
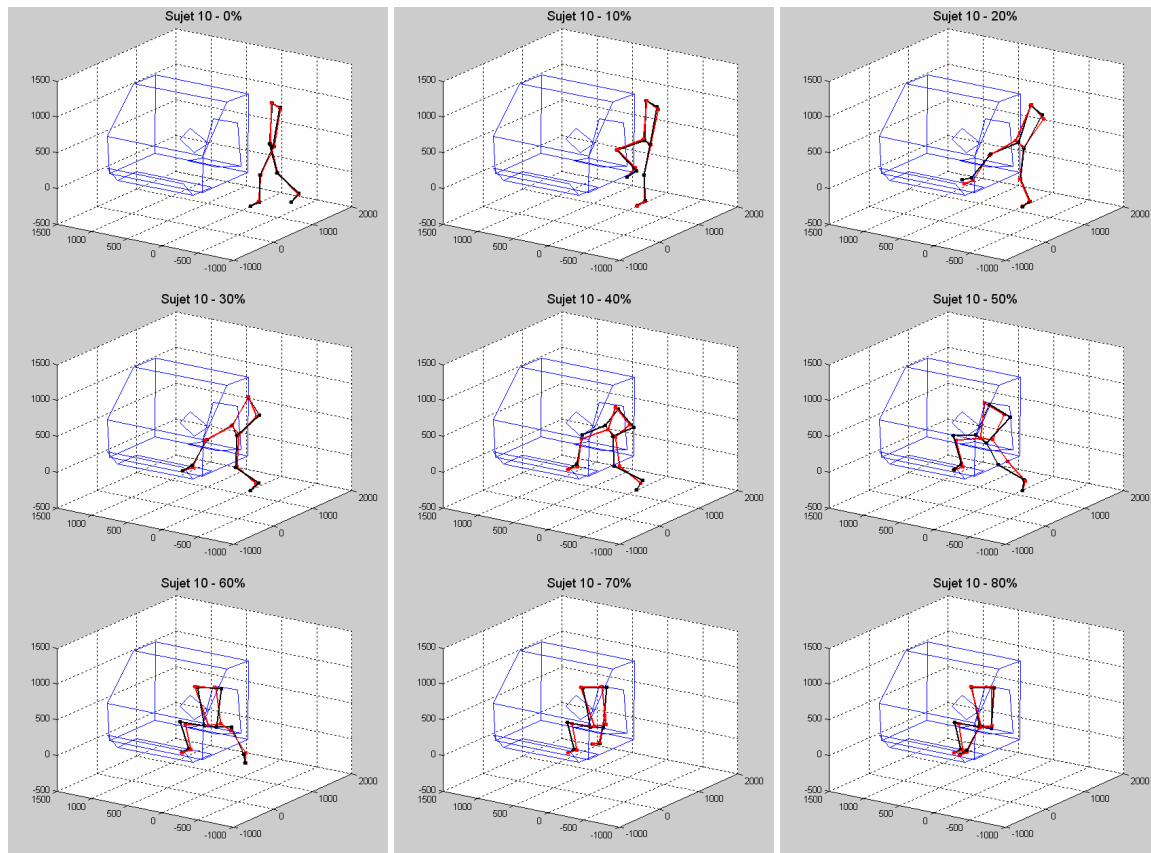


Figure A.IV.7.6 : angles corrigés et simulés de la cheville gauche du sujet S10.

La figure A.IV.7.7 présente le mouvement prédit du sujet S10 sous forme de kinogrammes.



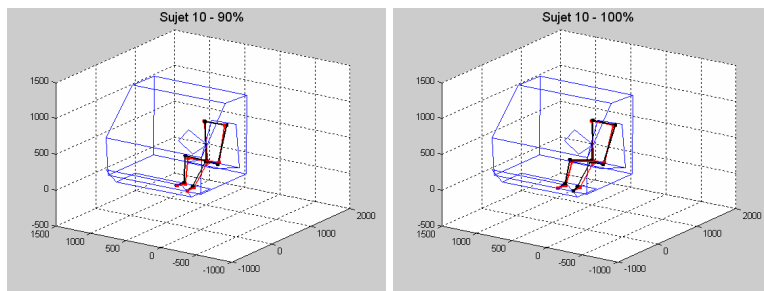


Figure A.IV.6.7 : simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S10.

Annexe A.IV.8 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - sujet médian de la classe de mouvements 02

Les figures A.IV.8.1 à A.IV.8.6 présentent les angles articulaires simulés et corrigés du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S18, sujet médian de la classe de mouvements 02.

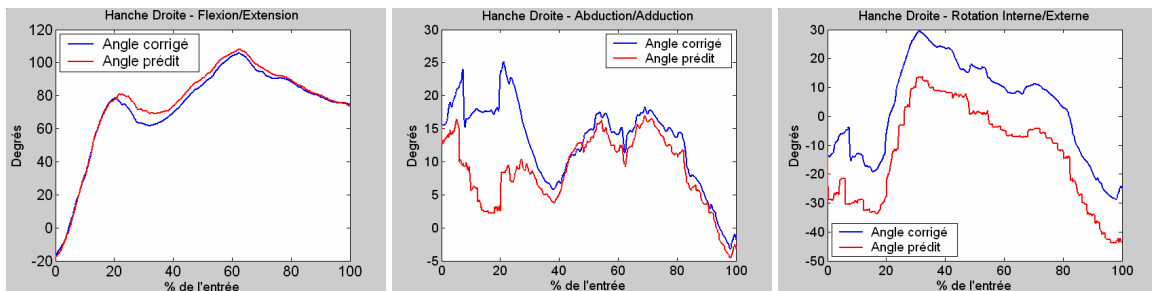


Figure A.IV.8.1 : angles corrigés et simulés de la hanche droite du sujet S18.

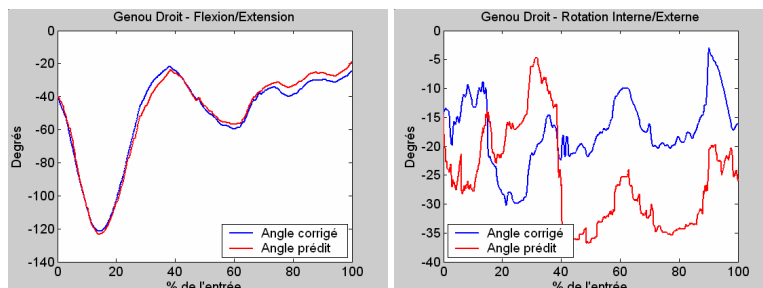


Figure A.IV.8.2 : angles corrigés et simulés du genou droit du sujet S18.

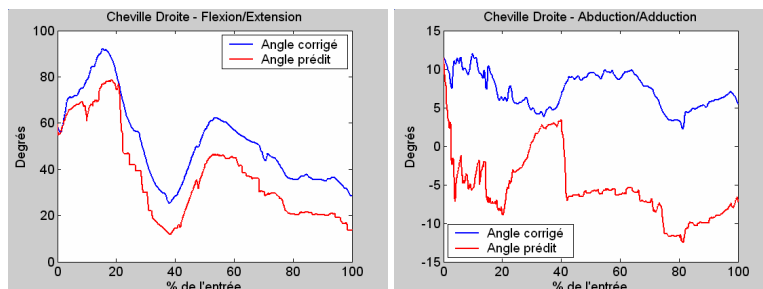


Figure A.IV.8.3 : angles corrigés et simulés de la cheville droite du sujet S18.

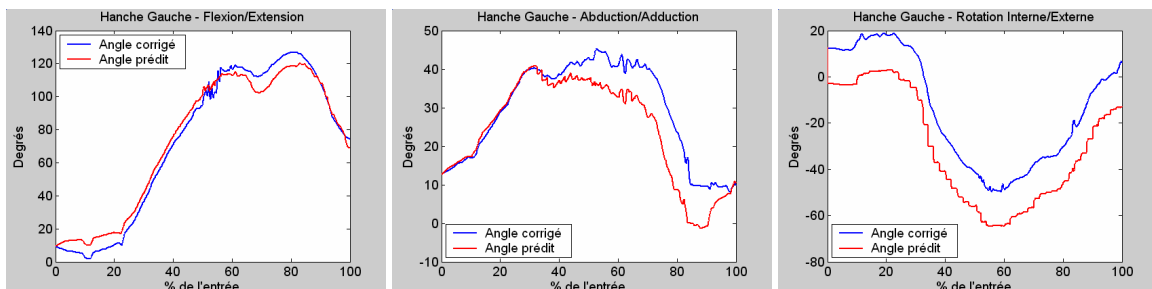


Figure A.IV.8.4 : angles corrigés et simulés de la hanche gauche du sujet S18.

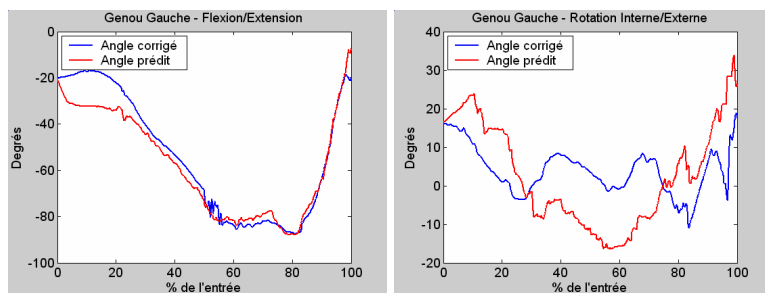


Figure A.IV.8.5 : angles corrigés et simulés du genou gauche du sujet S18.

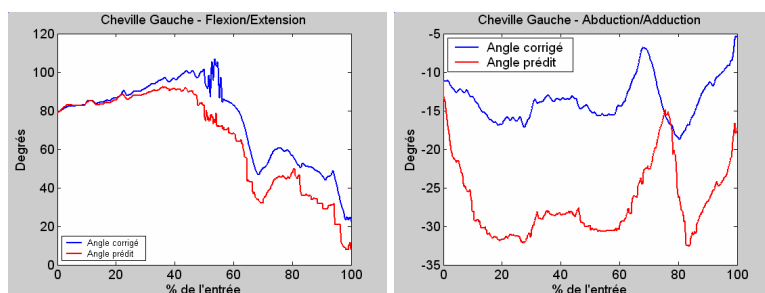
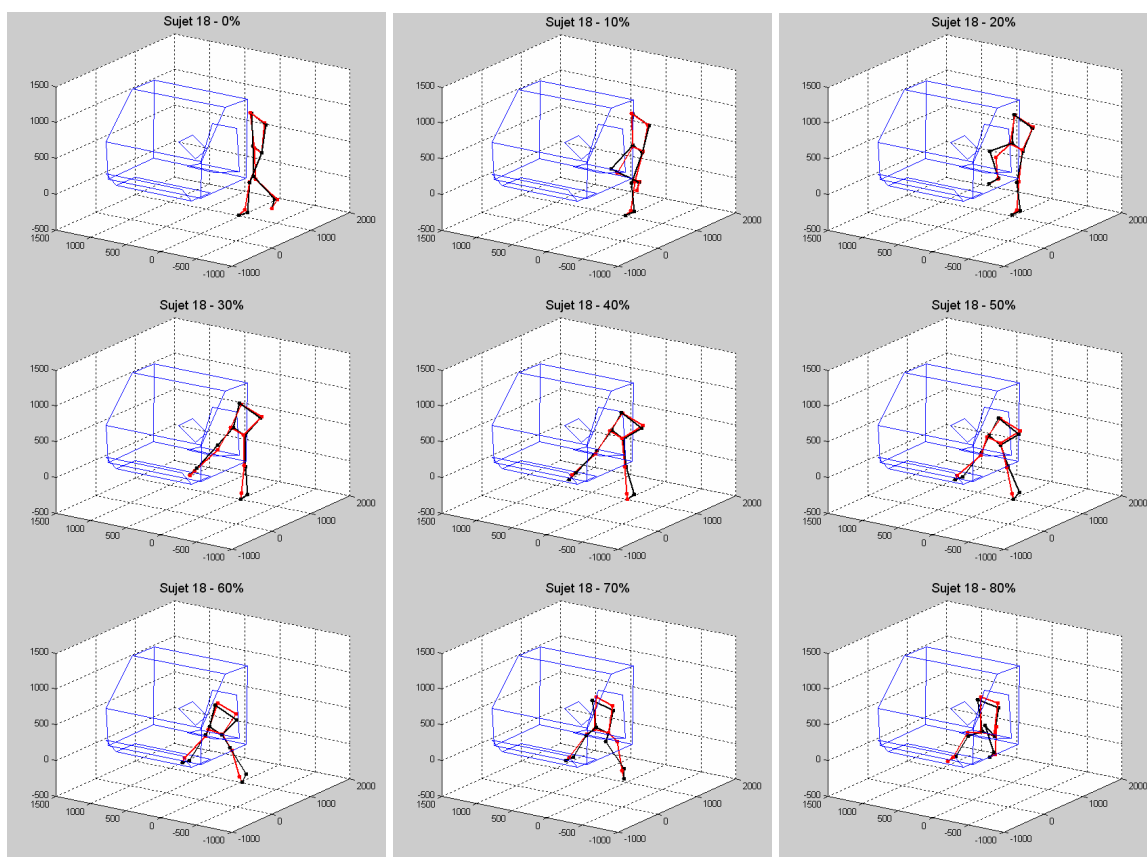


Figure A.IV.8.6 : angles corrigés et simulés de la cheville gauche du sujet S18.



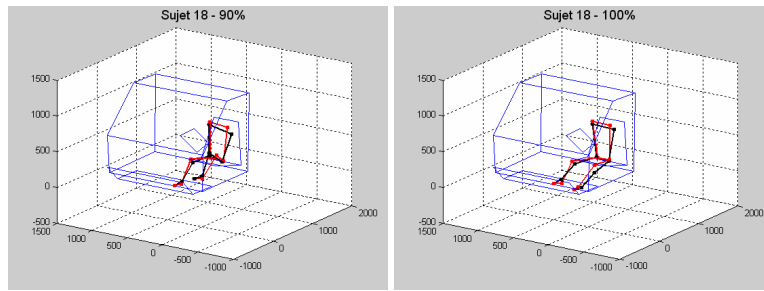


Figure A.IV.8.7 : simulation du mouvement d'entrée du sujet S18.

Annexe A.IV.9 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - sujet médian de la classe de mouvements 03

Les figures A.IV.9.1 à A.IV.9.6 présentent les angles articulaires simulés et corrigés du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S20, sujet médian de la classe de mouvements 03.

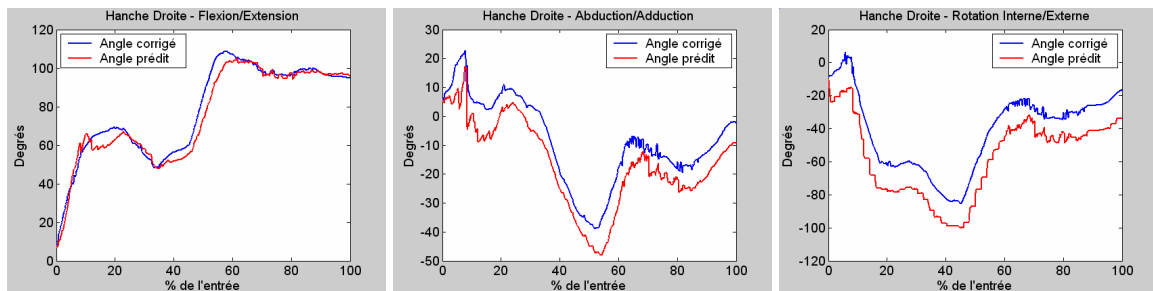


Figure A.IV.9.1 : angles corrigés et simulés de la hanche droite du sujet S20.

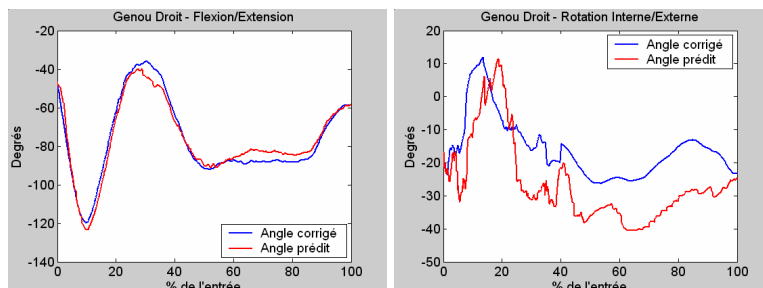


Figure A.IV.9.2 : angles corrigés et simulés du genou droit du sujet S20.

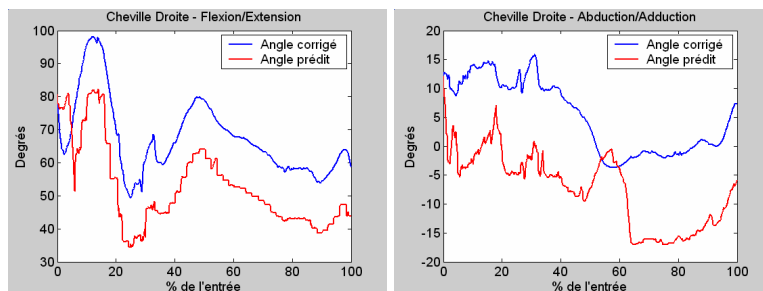


Figure A.IV.9.3 : angles corrigés et simulés de la cheville droite du sujet S20.

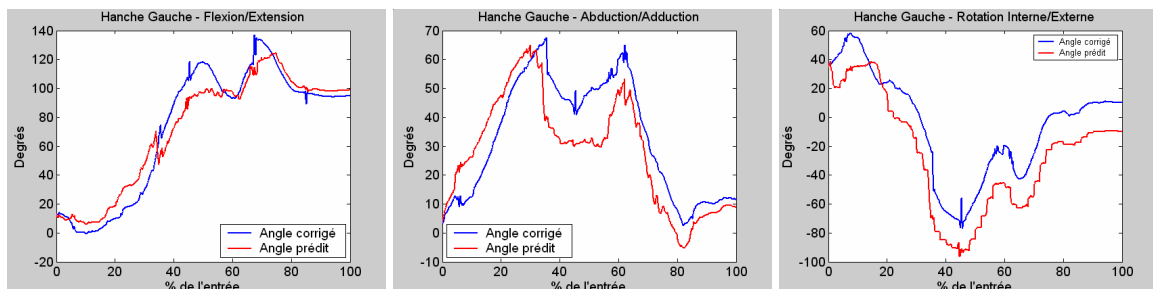


Figure A.IV.9.4 : angles corrigés et simulés de la hanche gauche du sujet S20.

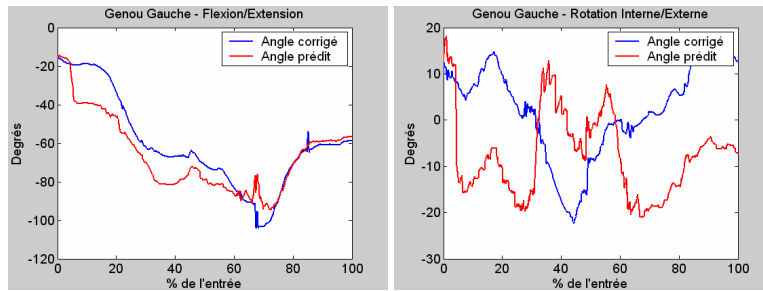


Figure A.IV.9.5 : angles corrigés et simulés du genou gauche du sujet 20.

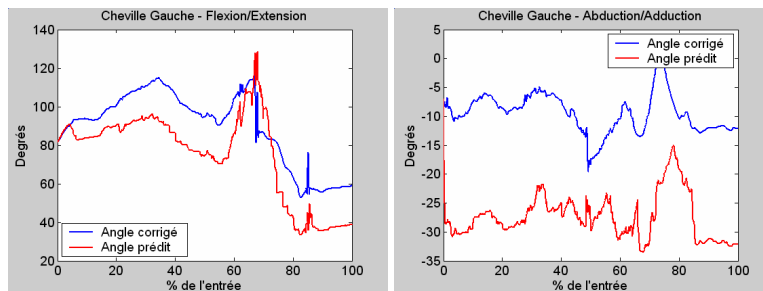
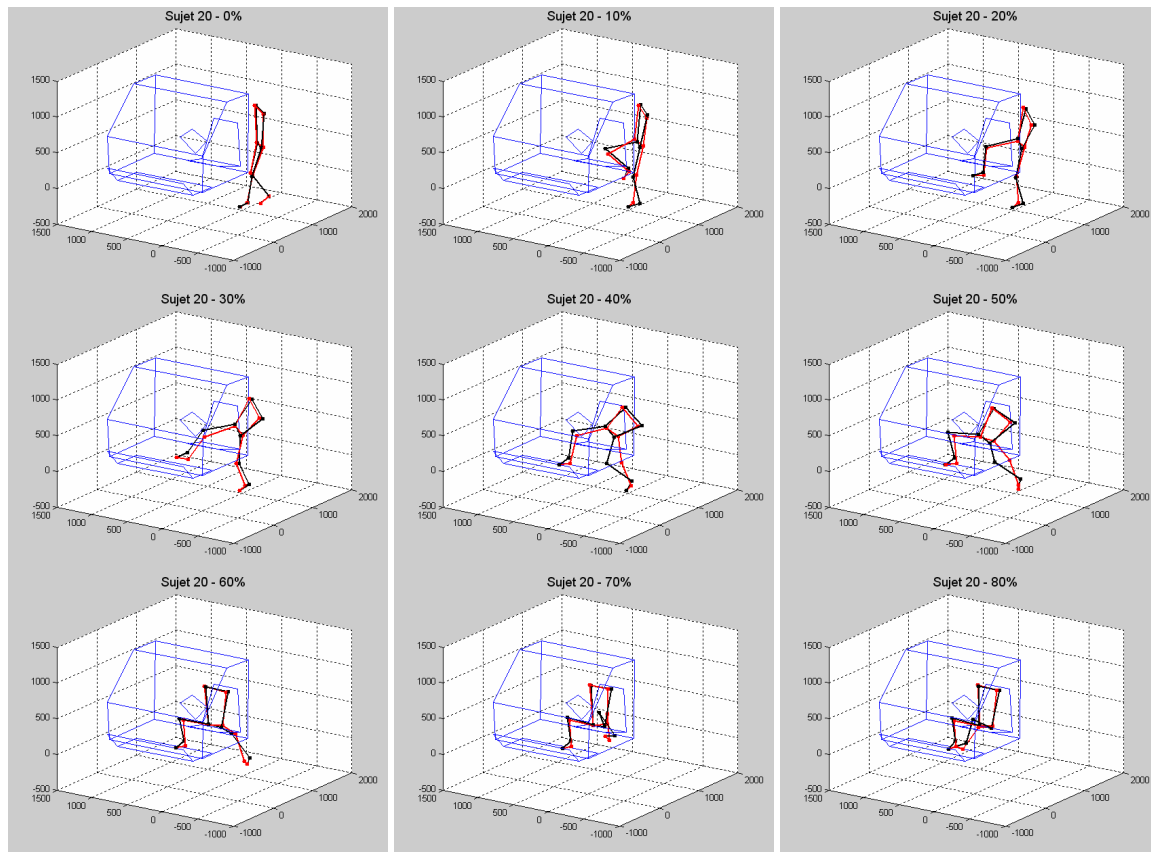


Figure A.IV.9.6 : angles corrigés et simulés de la cheville gauche du sujet 20.



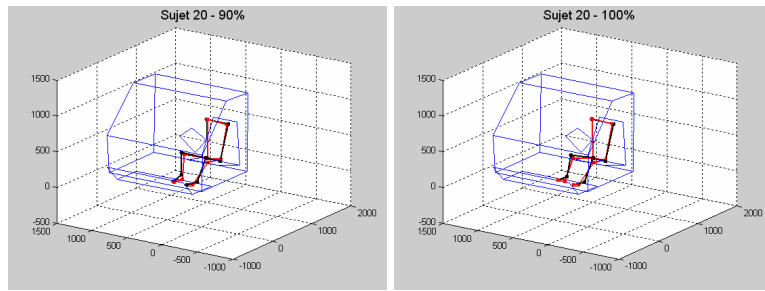


Figure A.IV.9.7 : simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S20.

Annexe A.IV.10 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - sujet le plus éloigné de la classe de mouvements 02

Les figures A.IV.10.1 à A.IV.10.6 présentent les angles articulaires simulés et corrigés du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S04, sujet le plus éloigné de la classe de mouvements 02.

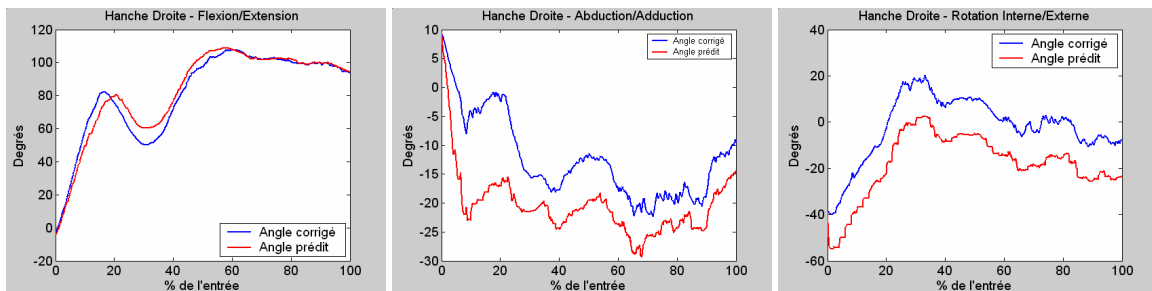


Figure A.IV.10.1 : angles corrigés et simulés de la hanche droite du sujet S04.

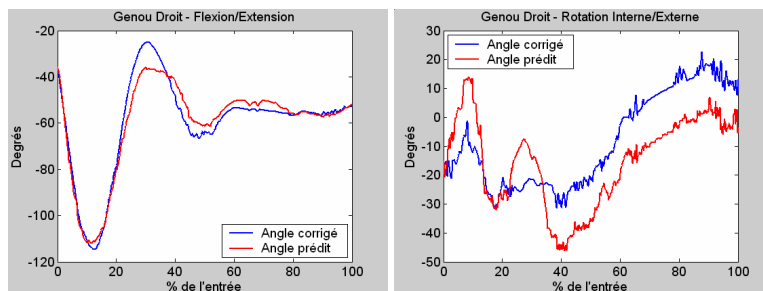


Figure A.IV.10.2 : angles corrigés et simulés du genou droit du sujet S04.

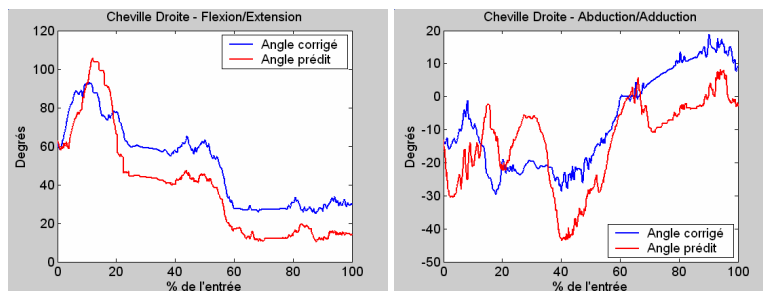


Figure A.IV.10.3 : angles corrigés et simulés de la cheville droite du sujet S04.

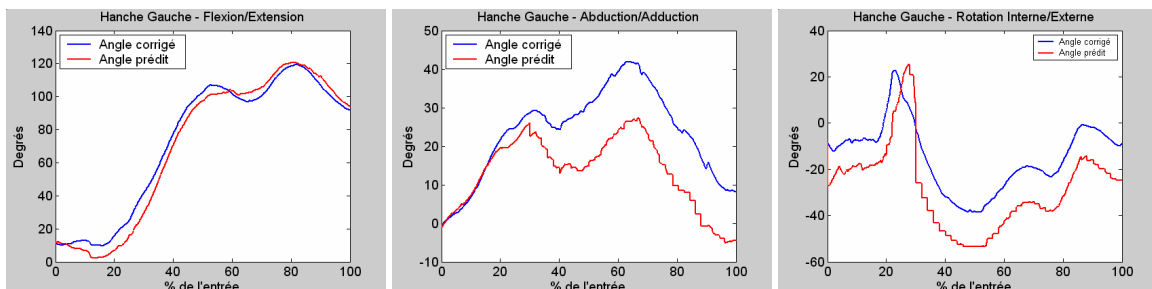


Figure A.IV.10.4 : angles corrigés et simulés de la hanche gauche du sujet S04.

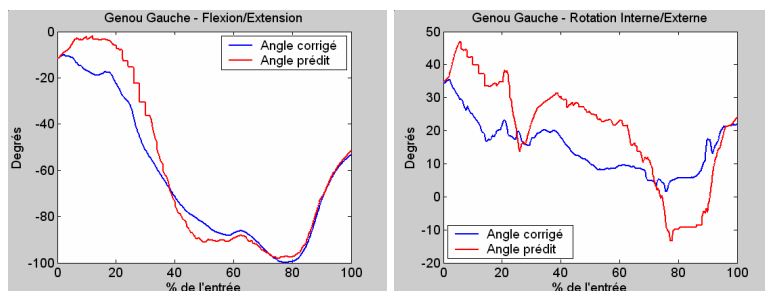


Figure A.IV.10.5 : angles corrigés et simulés du genou gauche du sujet S04.

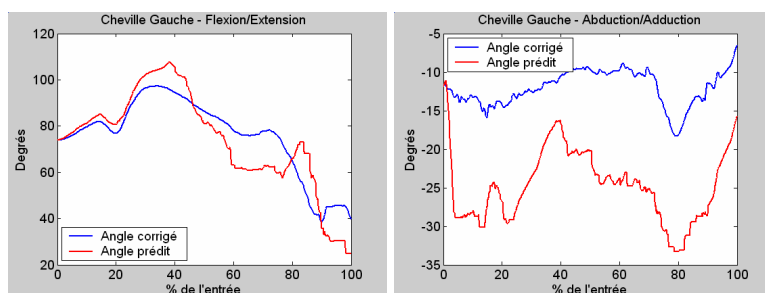
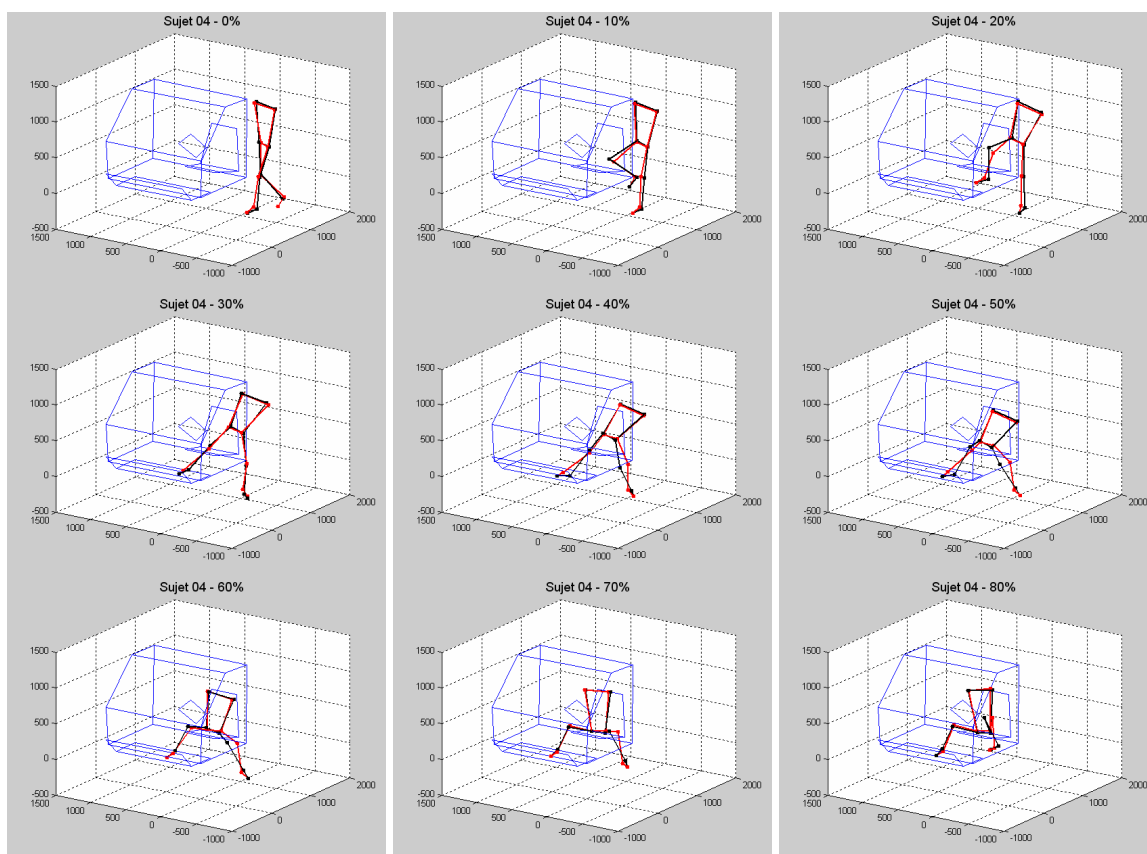


Figure A.IV.10.6 : angles corrigés et simulés de la cheville gauche du sujet S04.



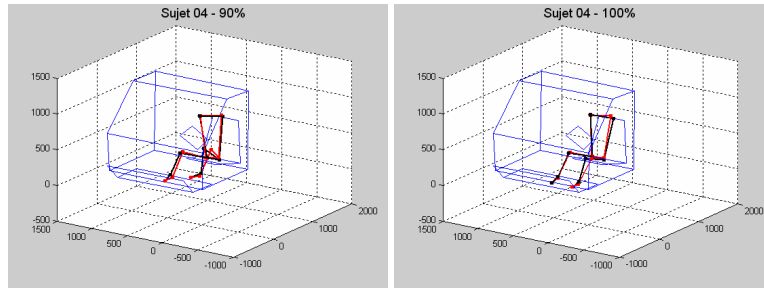


Figure A.IV.10.7 :simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S04.

Annexe A.IV.11 - Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile - sujet le plus éloigné de la classe de mouvements 03

Les figures A.IV.11.1 à A.IV.11.6 présentent les angles articulaires simulés et corrigés du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S08, sujet le plus éloigné de la classe de mouvements 03.

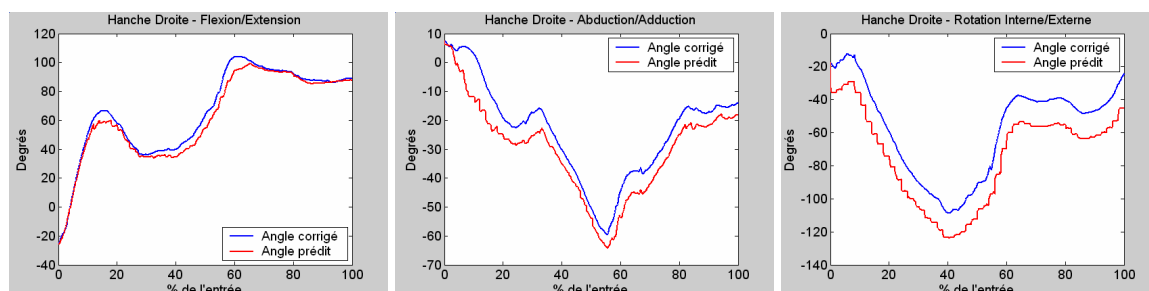


Figure A.IV.11.1 : angles corrigés et simulés de la hanche droite du sujet S08.

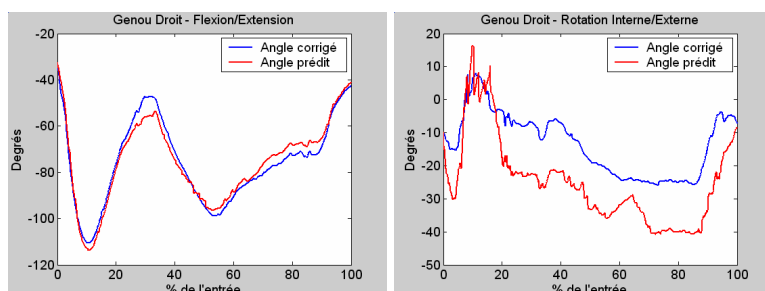


Figure A.IV.11.2 : angles corrigés et simulés du genou droit du sujet S08.

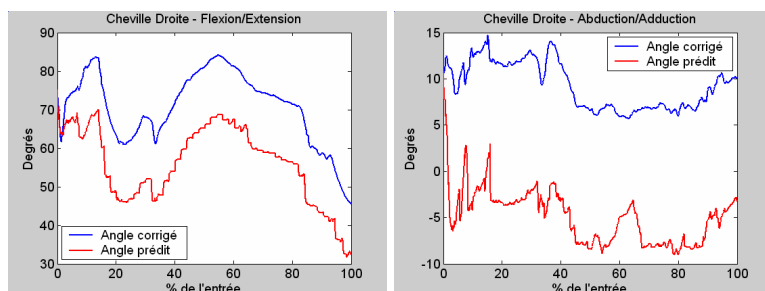


Figure A.IV.11.3 : angles corrigés et simulés de la cheville droite du sujet S08.

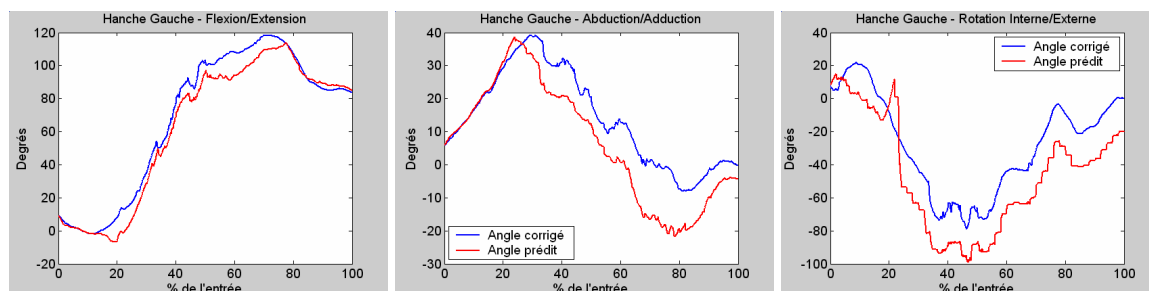


Figure A.IV.11.4 : angles corrigés et simulés de la hanche gauche du sujet S08.

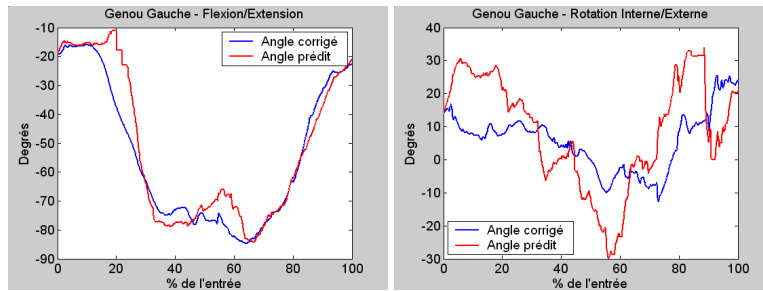


Figure A.IV.11.5 : angles corrigés et simulés du genou gauche du sujet S08.

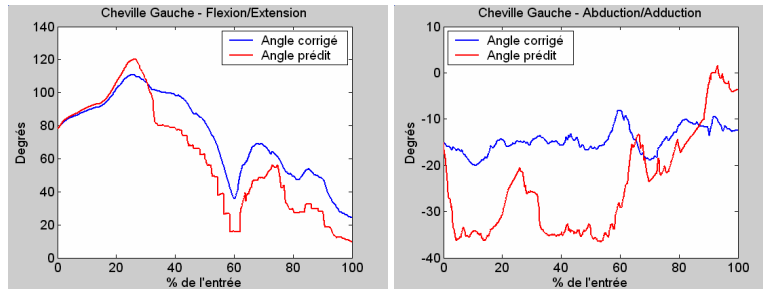
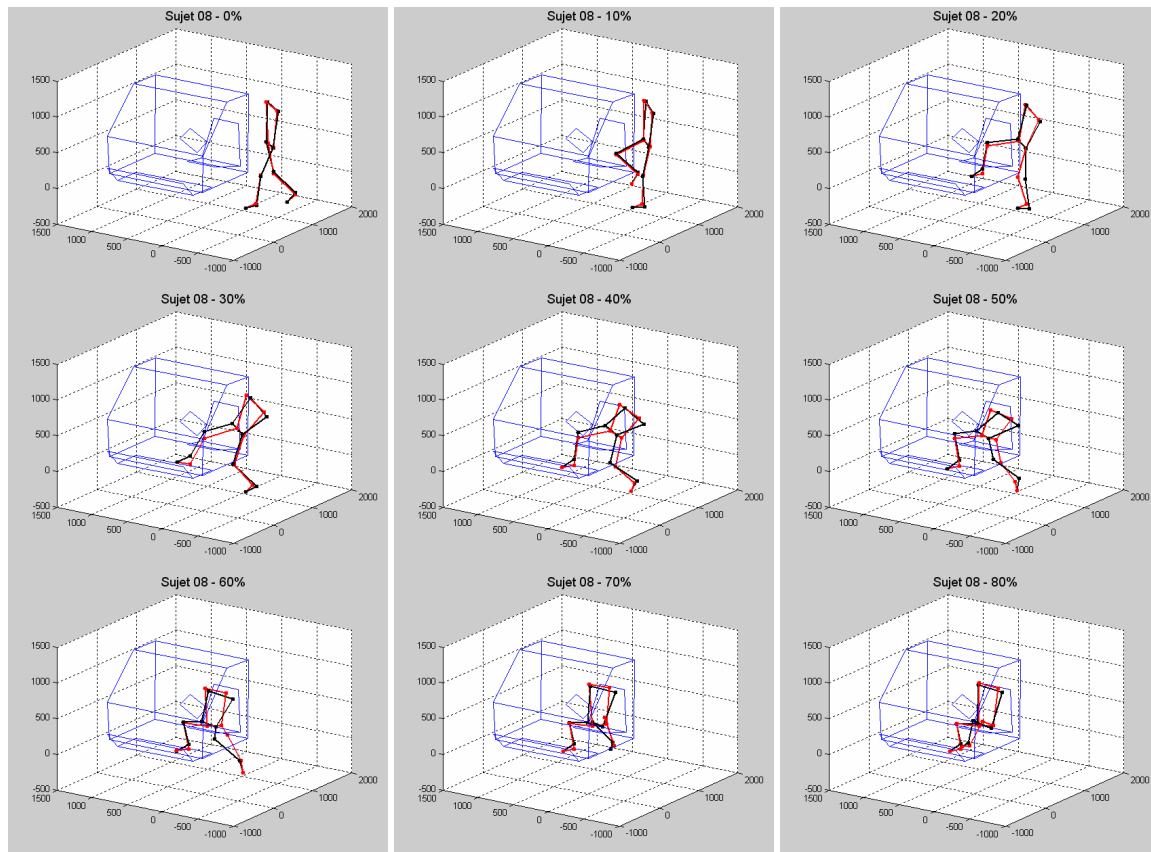


Figure A.IV.11.6 : angles corrigés et simulés de la cheville gauche du sujet S08.



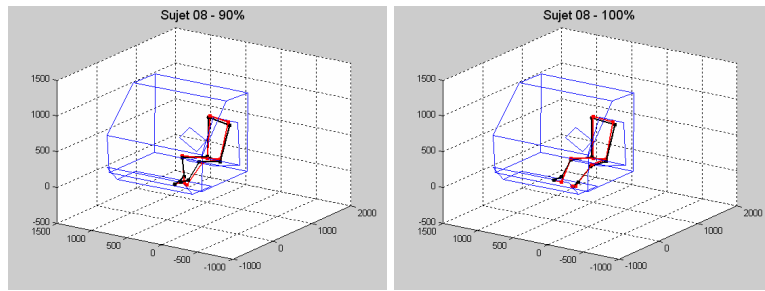


Figure A.IV.11.7 : simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile du sujet S08.

Annexe A.V.1 - Modification de la structure du modèle

Dans cette étude, le modèle squelettique; représentant l'homme-vest composé d'un corps de référence et de deux chaînes cinématiques simples ouvertes. Le corps de référence est le tronc. Les 2 chaînes cinématiques (7ddl par chaîne), connectées au tronc, représentent les membres inférieurs.

Une première modification est d'ajouter au modèle la tête, les membres supérieurs et le tronc divisé en deux parties considérant le pelvis et le torse (figure A.V.1.1).

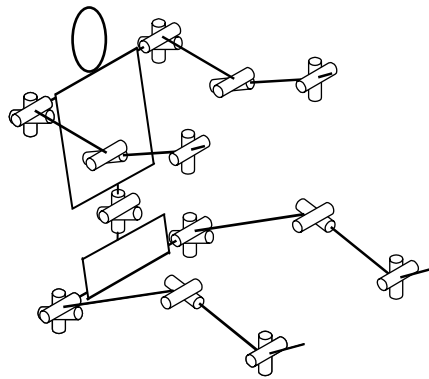


Figure A.V.1.1 : modèle du tronc en deux parties.

L'objectif est alors de savoir quel est le meilleur corps de référence qui minimise l'erreur de suivi des trajectoires des pieds et des mains et de déterminer le centre articulaire entre ces 2 segments corporels.

Si le torse est le corps de référence, sa trajectoire tridimensionnelle est le milieu du segment défini par les marqueurs posés sur la septième vertèbre cervicale (C7) et sur l'appendice xiphoïde. La position de la main à chaque instant t , dans le repère Véhicule, est extraite de l'équation :

$${}^{\text{veh}}T_{\text{main}}(t) = \text{transl}({}^{\text{veh}}MT(t)) \times \text{rot}({}^{\text{veh}}\theta_{\text{torse}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{torse}}EP) \times {}^{\text{torse}}T_{\text{main}}(t)$$

où ${}^{\text{veh}}MT(t) = ({}^{\text{veh}}C7(t) + {}^{\text{veh}}XI(t))/2$, ${}^{\text{veh}}\theta_{\text{torse}}(t)$ sont les 3 angles du torse décrivant l'orientation spatiale du torse dans le repère Véhicule à l'instant t , ${}^{\text{torse}}EP$ la coordonnée homogène de l'épaule dans le repère lié au torse, ${}^{\text{torse}}T_{\text{main}}(t)$ la matrice de transformation homogène définissant le repère lié à la main dans le repère lié au torse à l'instant t .

La position du pied à l'instant t , dans le repère Véhicule se déduit de l'équation :

$${}^{\text{veh}}T_{\text{pied}}(t) = \text{transl}({}^{\text{veh}}MT(t)) \times \text{rot}({}^{\text{veh}}\theta_{\text{torse}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{torse}}X) \times \text{rot}({}^{\text{torse}}\theta_{\text{pelvis}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{pelvis}}HA) \times {}^{\text{pelvis}}T_{\text{pied}}(t)$$

où ${}^{\text{torse}}X$ est la coordonnée homogène du centre articulaire entre le torse et le pelvis dans le repère lié au torse, ${}^{\text{torse}}\theta_{\text{pelvis}}(t)$ est l'orientation spatiale du pelvis dans le repère lié au

torse à l'instant t , ${}^{\text{pelvis}}\text{HA}$ est la coordonnée homogène de la hanche dans le repère lié au pelvis et ${}^{\text{pelvis}}\text{T}_{\text{pied}}(t)$ est la matrice de transformation homogène définissant le passage du repère lié au pelvis au repère lié au pied à l'instant t .

Si le pelvis est le corps de référence, la trajectoire de l'origine du repère lié au pelvis est définie à partir de la 5^{ème} vertèbre lombaire (L5) et du centre articulaire des 2 hanches. Cette origine est définie par :

$${}^{\text{veh}}\text{MP} = ({}^{\text{veh}}\text{MHA} + {}^{\text{veh}}\text{L5})/2$$

avec :

$${}^{\text{veh}}\text{MHA} = ({}^{\text{veh}}\text{RHA} + {}^{\text{veh}}\text{LHA})/2$$

où ${}^{\text{veh}}\text{RHA}$ et ${}^{\text{veh}}\text{LHA}$ sont respectivement le centre articulaire de la hanche droite et le centre articulaire de la hanche gauche exprimés dans le repère Véhicule.

La position du pied à chaque instant t , dans le repère véhicule, est extraite de l'équation :

$${}^{\text{veh}}\text{T}_{\text{pied}}(t) = \text{transl}({}^{\text{veh}}\text{MP}(t)) \times \text{rot}({}^{\text{veh}}\theta_{\text{pelvis}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{pelvis}}\text{HA}) \times {}^{\text{pelvis}}\text{T}_{\text{pied}}(t)$$

où ${}^{\text{veh}}\theta_{\text{pelvis}}(t)$ est l'orientation spatiale du pelvis dans le repère Véhicule à l'instant t , ${}^{\text{pelvis}}\text{HA}$ est la coordonnée homogène de la hanche dans le repère lié au pelvis et ${}^{\text{pelvis}}\text{T}_{\text{pied}}(t)$ est la matrice de transformation homogène définissant le repère lié au pied dans le repère lié au pelvis à l'instant t .

La position de la main es tirée de l'équation :

$${}^{\text{veh}}\text{T}_{\text{main}}(t) = \text{transl}({}^{\text{veh}}\text{MP}(t)) \times \text{rot}({}^{\text{veh}}\theta_{\text{pelvis}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{pelvis}}\text{X}) \times \text{rot}({}^{\text{pelvis}}\theta_{\text{torse}}(t)) \times \text{transl}({}^{\text{torse}}\text{EP}) \times {}^{\text{torse}}\text{T}_{\text{main}}(t)$$

où ${}^{\text{pelvis}}\text{X}$ est la coordonnée homogène du centre articulaire entre le pelvis et le torse dans le repère lié au pelvis, ${}^{\text{pelvis}}\theta_{\text{torse}}(t)$ est l'orientation spatiale du torse dans le repère lié au pelvis à l'instant t , ${}^{\text{torse}}\text{EP}$ est la coordonnée homogène de l'épaule exprimé dans le repère lié au torse et ${}^{\text{torse}}\text{T}_{\text{main}}(t)$ est la matrice homogène permettant le passage du repère lié au torse au repère lié à la main à l'instant t .

Le centre articulaire entre le torse et le pelvis est déterminée de sorte que l'erreur entre les trajectoires expérimentales et reconstruites soit minimale. Un algorithme est proposé faisant varier une distance noté d à partir de l'origine du corps de référence et compare après reconstruction du mouvement les trajectoires expérimentales et reconstruites des pieds et des mains. L'incrémentation de la distance d est fixée à 25 mm afin de caractériser la hauteur moyenne d'un étage vertébral.

La somme des coefficients de corrélation et la somme des RMS (Root Mean Square) normalisés sont utilisées comme critère pour localiser le centre articulaire. La figure A.V.1.2 présente l'organigramme de l'algorithme.

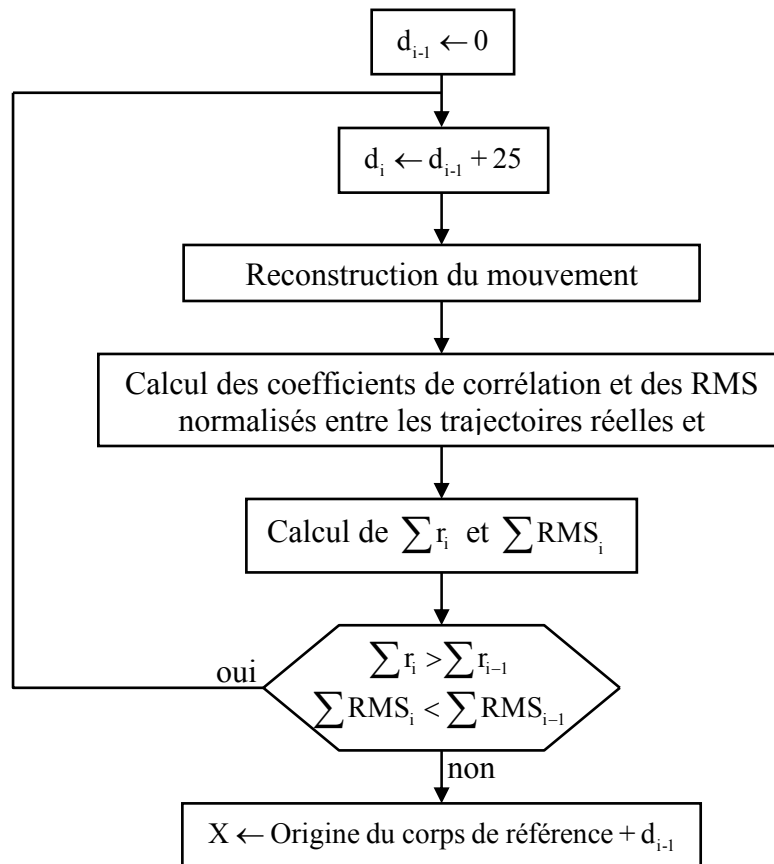


Figure A.V.1.2 : Algorithme d'identification du centre articulaire.

La méthodologie pour déterminer le corps de référence et le centre articulaire entre le pelvis et le torse a été appliquée sur 3 sujets de taille différente. Les résultats montrent que, sur l'ensemble du mouvement, le torse apparaît comme le corps de référence qui permet d'obtenir la reconstruction du mouvement la plus précise.

		Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3
Torse	$\sum_{i=1}^4 r_i$	11.86	11.75	11.76
	$\sum_{i=1}^4 RMSN_i$	0.97	0.83	0.84
Pelvis	$\sum_{i=1}^4 r_i$	11.33	11.62	11.66
	$\sum_{i=1}^4 RMSN_i$	1.31	1.57	0.96

Tableau A.V.1.1 : somme des coefficients de corrélation et somme des RMS normalisées par rapport au corps de référence calculées pour les 4 extrémités segmentaires.

Le torse constitue donc la référence cinématique la plus appropriée pour simuler le mouvement d'entrée au véhicule automobile. En moyenne, le point de jonction est localisée à 80% de son origine lorsque le corps de référence est le torse. Cette jonction se situe au voisinage de la 10^{ème} vertèbre thoracique.

Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile

Résumé

Le travail de recherche présenté dans ce mémoire concerne la simulation cinématique du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile. Plus spécialement, il vise à simuler le mouvement d'entrée des membres inférieurs et du tronc pour des sujets d'anthropométrie variable dans un habitacle fixe. La démarche proposée pour résoudre ce problème complexe se décline en 4 étapes. La première étape consiste à construire une base de mouvements « cohérents ». Pour cela, les angles articulaires estimés lors de l'entrée dans un véhicule sont corrigés de façon à faire suivre aux pieds, après reconstruction du mouvement, leurs trajectoires expérimentales. Dans la seconde étape, les mouvements d'entrée dans un véhicule automobile sont analysés afin d'identifier et de caractériser des classes de mouvements. Chaque classe est alors représentée par un sujet caractéristique. La troisième étape exploite cette connaissance sur le mouvement afin de modéliser une « partie » du mouvement à simuler. Cette partie regroupe les trajectoires tridimensionnelles des pieds et du centre de masse du tronc, ainsi que l'orientation spatiale du tronc qui peuvent ainsi être simulées pour un nouveau sujet. Enfin, sur cette base, la dernière étape consiste à déterminer par cinématique inverse l'évolution des angles articulaires permettant l'animation du modèle squelettique.

Des mouvements d'entrée dans un véhicule automobile ont été simulés pour les sujets caractéristiques et d'autres sujets de la base de mouvements. La comparaison avec les mouvements mesurés montre une bonne similarité, qui néanmoins se dégrade avec l'éloignement du sujet par rapport au sujet caractéristique. Des simulations de sujets fictifs montrent enfin les limites de l'outil développé.

Ce travail ouvre de nombreuses perspectives de recherche allant de l'amélioration du modèle squelettique de l'homme à la prise en compte de la dynamique pour estimer l'inconfort d'un mouvement généré par la simulation.

Mots clés : mouvement d'entrée dans un véhicule automobile, simulation du mouvement humain, modélisation cinématique, cinématique inverse, analyse factorielle des correspondances multiples, biomécanique.

Simulation of car entering movement

Abstract

This research, presented in this memory, concerns the kinematic simulation of car entering movement. Especially, it aims at simulating the entering movement of lower limbs and trunk for subjects with a variable anthropometry in a fixed mock-up. A method in four step is proposed to solve this complex problem. The first step consists in constructing a "coherent" motion database. For this, the joint angles estimated during the car entering movement are adjusted so that the feet can follow their measured trajectories. The car entering movement is then analyzed in the second step in order to identify and characterize different motion strategies. Each strategy is then represented by a characteristic subject. The third step uses this movement knowledge to modelling a "part" of the movement to simulate. This part puts together the three-dimensional trajectories of the feet and the trunk mass centre and the spatial orientation of the trunk which can be simulated for a new subject. Finally, the last step consist in computing the joint angles by inverse kinematics.

Some simulations of the car entering motions are performed for characteristic subjects and subjects of the motion database. The comparison with the measured movement shows a good similarity which nevertheless degrades with the distance of the subject in comparison with the characteristic subject. Some simulations of fictitious subjects show the limits of the developed tool.

This work gives many research prospects from the improvement of the human model until the use of the dynamics to estimate the discomfort of a simulated movement.

Keywords: car entering movement, human movement simulation, kinematic modelling, inverse kinematics, multiple correspondence analysis, biomechanics.