



Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique

Nicolas Fusco

► To cite this version:

Nicolas Fusco. Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Rennes 2, 2008. Français. NNT : . tel-00293627v2

HAL Id: tel-00293627

<https://theses.hal.science/tel-00293627v2>

Submitted on 7 Jul 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.

N° d'ordre :

Thèse

Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique



Présentée devant
l'Université Rennes 2

Pour obtenir
le grade de Docteur de l'Université Rennes 2
Mention STAPS

Par
Nicolas Fusco

Équipe d'accueil
EA 1274 M2S - Biomécanique -
École Doctorale
Humanités et Sciences de l'Homme
Composante universitaire
Université Rennes 2

soutenue le 20 juin 2008 devant la commission d'examen

Jury

Laurence CHÈZE	<i>Rapporteur</i>
Franck BARBIER	<i>Rapporteur</i>
Olivier RÉMY-NÉRIS	<i>Examineur</i>
Armel CRÉTUAL	<i>Co-directeur de thèse</i>
Paul DELAMARCHE	<i>Co-directeur de thèse</i>

La science cherche le mouvement perpétuel, elle l'a trouvée : c'est elle-même.

Victor Hugo (1802 - 1885)

Remerciements

Que serions-nous sans les rencontres ?

À mon avis, un doctorat ne se fait jamais seul. C'est une véritable équipe de réflexion, de travail et de soutien qui se constitue autour de lui. De près ou de loin, les gens que j'ai rencontrés au cours de ces années m'ont permis d'avancer et j'aimerais les en remercier.

Des discussions les plus anodines avec les voisins de paliers (!), aux discussions les plus sérieuses avec les collègues, sans oublier celles avec les étudiants, elles m'ont toutes enrichi. Merci à tous ceux qui m'ont interrogé et à tous ceux qui ont bien voulu bien m'écouter même quelques instants.

Certains m'ont suivi au jour le jour ou presque. Merci Armel d'avoir toujours répondu présent. Ta disponibilité, ton expérience et bien évidemment tes compétences m'ont été d'une aide sans pareil. Je n'oublie pas ta culture, ta simplicité et ta mémoire *Trivial Pursuit*, elles offrent un cocktail détonnant et, au-delà de la recherche, j'espère que nous aurons de nouveau l'occasion de partager une danse des oeufs.

Une des rencontres décisives dans cette aventure a été celle avec Paul. Merci M. Delamarche, vous m'avez offert la possibilité de réaliser ce doctorat au sein du laboratoire Mouvement Sport Santé et de bénéficier de l'expérience et des compétences que regroupe votre équipe. Merci également pour vos conseils et vos remarques toujours avisés concernant le travail de recherche.

Ces recherches ont finalement abouti et elles ont pu être jugées officiellement. Merci donc aux membres du jury, Laurence Chèze, Franck Barbier et Olivier Rémy-Néris d'avoir consacré du temps à ce travail, d'avoir accepté de le juger, de le rapporter et d'avoir émis des remarques pertinentes qui ouvrent à la discussion et à la collaboration.

Une telle entreprise nécessite certainement une atmosphère favorable. J'ai pu en bénéficier au sein du laboratoire et je tiens à remercier tout particulièrement l'ensemble de l'équipe bioméca. Les manipulations propices au travail sont toujours réalisées dans une chaude ambiance. Les captures du mouvement laissent parfois des souvenirs impérissables, n'est-ce pas Nico ?

Quelques notes supplémentaires : Hala, j'ai hâte de venir partager des moments chez toi ; Richard, je suis content de t'avoir appris une chose et j'espère que nous la conserverons longtemps ; Anne-Hélène, j'espère que Miam-Miam a des stocks de moelleux car je ne compte pas m'arrêter là ; mon co-bureau dorsal, il serait temps de prévoir un trip en camion, cela nous ferait du bien de sortir un peu de l'aquarium !

Pour ce type d'épreuve, la rencontre la plus formidable est peut-être celle de l'amitié. Elle vous transcende dans les moments les plus joyeux comme dans les moments les plus dures. Julien, Quentin, Samuel, Matthieu, Caro, Jocelyn, Aurélie, Mikaël, Laëtitia, Mélanie, Flora, Christelle, Jérôme, Antoine, Natacha, Ben, Véro, Philippe, Virginie, Grégoire, Sakina. Gracias Tato y hasta pronto mi amigo. Sans vous, ces années n'auraient pas été aussi belles.

Fanny, Fabrice et Yann : collègues, amis, famille (oui, Yann ! Entre les deux Keke et les deux Chacha, cela va bien finir par arriver), vous avez rempli tous les rôles. Merci infiniment pour tout ce que vous avez fait, ce document ne serait pas ce qu'il est sans vos mains en or.

Merci Jeff Buckley, Morphine, The Clash, David Bowie, Arcade Fire et tous les autres . . .

Enfin, Papa, Maman, Isabelle, Manu, Azénor, Maï, Romain, Clarisse, Laurent, Marion, Yann, Mauricette, Franck, Caro. et leurs enfants, il n'y a pas de mot, j'aimerais juste vous adresser ce message :

You have done me a great service. To thank you with words would be to cheapen the gift.

Kwai Chang Caine

Table des matières

Introduction	1
1 Analyse de la marche	3
1.1 Analyse biomécanique de la marche	4
1.1.1 Histoire d'une analyse	4
1.1.2 Instruments de l'analyse biomécanique de la marche	7
1.1.2.1 De l'œil humain à l'œil numérique	7
1.1.2.1.1 Mesure des paramètres spatio-temporels	7
1.1.2.1.2 Capture du mouvement	8
1.1.2.2 Systèmes optoélectroniques de capture du mouvement	10
1.1.2.2.1 Technique de capture optique	10
1.1.2.2.2 Limites des systèmes optiques	10
1.1.2.3 De la dynamique à l'électromyographie	11
1.1.2.3.1 Plate-forme de force	11
1.1.2.3.2 EMG	12
1.1.3 Marcher sur tapis roulant	13
1.1.4 Énergie, travail et puissance mécaniques	15
1.1.4.1 Énergies mécaniques	16
1.1.4.2 Travail lié au Centre de masse	17
1.1.4.3 Forces et Moments articulaires	19
1.1.4.4 Approche cinématique	20
1.1.4.5 Énergie mécanique et énergie métabolique	21
1.2 Impact d'une pathologie sur la marche normale	24
1.2.1 Cinématique de la marche	24
1.2.1.1 Paramètres spatio-temporels	24
1.2.1.1.1 Phases du cycle de marche	25
1.2.1.1.2 Vitesse de marche	27
1.2.1.1.3 Atteintes et modes compensatoires	29

1.2.1.2	Angles articulaires	31
1.2.1.2.1	Évolution des angles	31
1.2.1.2.2	Coordination	33
1.2.2	Dynamique de la marche	35
1.2.2.1	Force de réaction du sol et pressions plantaires	35
1.2.2.2	Activation musculaire et moments articulaires	37
1.2.3	Énergétique de la marche	39
1.2.3.1	Énergie métabolique dépensée	39
1.2.3.2	Énergies mécaniques développées	41
1.3	Marche et hémiplegie	44
1.3.1	Définition de l'hémiplegie	44
1.3.2	Atteinte caractéristique : la spasticité	46
1.3.2.1	Définition de la spasticité	46
1.3.2.2	Évaluation de la spasticité	48
1.3.3	Spécificités de la marche hémiplegique	49
1.3.3.1	Modifications des paramètres spatio-temporels	49
1.3.3.2	Perturbations des mouvements segmentaires	51
1.3.3.3	Impact sur le coût énergétique	52
1.4	Simulation de la marche	54
1.4.1	Modélisation du corps humain	54
1.4.2	Méthodes de simulation	55
1.4.2.1	Simulation cinématique	56
1.4.2.2	Simulation dynamique	57
1.4.3	Intérêt de la simulation en rééducation	59
	Synthèse et objectifs	61
	2 Développement d'outils d'analyse	63
2.1	Librairie de fonctions	64
2.1.1	Matériels	65
2.1.2	Des marqueurs aux nœuds anatomiques	65
2.1.3	Principes de base de la librairie	68
2.2	Analyses spécifiques liées au tapis roulant	71
2.2.1	Détection des événements du cycle	71
2.2.1.1	Méthode de détection	72
2.2.1.2	Protocole expérimental	72
2.2.1.2.1	Population normale	73
2.2.1.2.2	Population hémiplegique	74

2.2.1.2.3	Évaluation de la méthode automatisée	76
2.2.1.3	Résultats	76
2.2.1.4	Discussion – Conclusion	78
2.2.2	Vitesse instantanée du tapis roulant	79
2.2.2.1	Algorithme de la vitesse instantanée du tapis roulant	80
2.2.2.2	Protocole expérimental	81
2.2.2.3	Résultats	81
2.2.2.4	Discussion – Conclusion	83
2.2.3	Travail mécanique de la marche sur tapis roulant	84
2.2.3.1	Calcul du travail mécanique sur tapis roulant	84
2.2.3.2	Calcul de l'erreur	87
2.2.3.2.1	Vitesse du centre de masse du marcheur	87
2.2.3.2.2	Calcul du travail mécanique à partir de $\bar{V}$	88
2.2.3.2.3	Calcul du travail mécanique à partir de V_i	88
2.2.3.2.4	Détermination de l'erreur	90
2.2.3.3	Protocole expérimental	91
2.2.3.4	Résultats	92
2.2.3.5	Discussion – Conclusion	95
3	Modélisation de la marche	99
3.1	Chaîne cinématique	100
3.1.1	Modélisation des segments de la chaîne	100
3.1.2	Fonction de cinématique directe de la chaîne	101
3.2	Méthodes de résolution de la cinématique inverse	105
3.2.1	Solution analytique	106
3.2.2	Optimisation non linéaire	106
3.2.3	Linéarisation locale	108
3.3	Application de la cinématique inverse à la marche hémiplégique	110
3.3.1	Matrice jacobienne de la chaîne cinématique	110
3.3.2	Tâche principale	111
3.3.3	Tâches secondaires	112
3.3.3.1	Tâches secondaires liées au mouvement de marche	113
3.3.3.2	Tâches secondaires liées à la pathologie	115
4	Simulation de la marche hémiplégique	117
4.1	Validation de la méthode de simulation	118
4.1.1	Protocole de validation	118
4.1.1.1	Mouvement de marche capturé	118

4.1.1.2	Paramètres d'entrée de la simulation	118
4.1.1.3	Comparaison du mouvement réel et simulé	120
4.1.2	Résultats de la simulation	120
4.1.2.1	Respect de la tâche principale	120
4.1.2.2	Marche hémiplegique simulée	122
4.2	Application dans le domaine clinique	127
4.2.1	Test d'une hypothèse de rééducation	127
4.2.2	Avantages et limites de la méthode	129
4.2.2.1	Modèle et simulateur	129
4.2.2.2	Pertinence des applications cliniques testées	133
Conclusion		135
Bibliographie		137
Liste des figures		162
Liste des tableaux		167

Introduction

Si le rire est une caractéristique de l'être humain, la marche en est une autre. Marcher, par définition, c'est se déplacer par mouvements successifs des jambes et des pieds sans quitter le sol [Robert2008]. Ce mode de locomotion naturel à l'homme, et à certains animaux, est à l'origine de l'exploration de notre monde. Qu'elle nous permette de traverser les continents ou de passer d'une pièce à l'autre, la marche conditionne notre autonomie.

L'être humain effectue en moyenne 5 000 à 15 000 pas par jour soit 2 à 5 millions par an. Il s'agit du mode de locomotion le plus utilisé. La marche offre en plus l'avantage d'être très économe. Cependant, la survenue d'une pathologie entraînant un déficit moteur dégrade notre capacité à nous mouvoir. Dans ce cas, cette atteinte risque de perturber la marche, d'augmenter son coût énergétique et, par conséquent, de diminuer notre autonomie. Il apparaît alors primordial de récupérer notre capacité à marcher. Une question se pose : comment améliorer, rééduquer la marche d'un sujet souffrant d'une pathologie affectant cette locomotion ?

La rééducation et la médecine de manière générale se munissent sans cesse de nouvelles méthodes et techniques. De la thérapie cellulaire [Corsten2008] à l'hypnose [Bernard2008] en passant par les nouvelles approches de réadaptation [Ballaz2007], de nombreuses applications font l'objet de recherches et viennent compléter nos connaissances pour améliorer le soin. Dans cette idée, la biomécanique tente de contribuer à la compréhension de la marche et à sa rééducation. Que ce soit la marche des sujets sains ou celle des sujets atteints d'une pathologie, la marche est le centre de nombreuses études dans le domaine scientifique. Cette préoccupation essentielle peut se comprendre aisément au regard de la place omniprésente de la marche dans nos activités quotidiennes. À travers les âges, ces recherches nous renvoient aux pensées des philosophes de l'Antiquité grecque pour revenir aux études de notre ère moderne en passant par les travaux de Léonard de Vinci au cours de la Renaissance. Toutes ces approches convergent vers une idée : la marche est un mouvement complexe.

En effet, la marche est régie par une multitude de paramètres interdépendants. Pourtant, ce mode de locomotion est intégré au niveau autonome. Hormis chez certains sujets, elle est exécutée sans y penser. Marcher apparaît donc comme une action spontanée.

Cependant, la survenue d'une pathologie est un véritable grain de sable dans les rouages de la mécanique humaine. L'ensemble du geste est perturbé et il apparaît difficile d'isoler le rôle de chacun des paramètres en cause. Pourtant, comprendre, isoler ces paramètres s'avère essentiel pour améliorer la marche d'un sujet atteint d'une pathologie affectant la marche.

Au regard de la question posée : « comment améliorer, rééduquer la marche d'un sujet souffrant d'une pathologie affectant cette locomotion ? », il apparaît essentiel de connaître et d'isoler *a priori* les principaux paramètres régissant la marche pathologique. Dans cette optique, ce travail de thèse s'articule de la manière suivante. Le chapitre 1 dresse le bilan des outils et des connaissances existant actuellement dans le domaine de l'exploration biomécanique de la marche et de ses pathologies. L'analyse de cette revue de littérature aboutit à la synthèse qui nous a conduit à fixer les objectifs de ce travail. La marche comme les pathologies qui l'affectent sont régies par un ensemble de lois et de caractères fondamentaux. Pour les étudier, certaines techniques et méthodes restent à développer. Le chapitre 2 se penche sur ces considérations notamment dans le cadre de l'étude de la marche sur tapis roulant. Ainsi, en s'appuyant sur une analyse précise d'une marche pathologique, le chapitre 3 décrit les modèles et les lois intégrés dans la modélisation de cette locomotion. Ensuite, toutes ces connaissances *a priori* sont intégrées à un simulateur. Le chapitre 4 présente la simulation d'une marche pathologique et l'application de cet outil comme test d'hypothèses de rééducation. Enfin, le dernier chapitre de ce mémoire présente la conclusion et les perspectives de l'ensemble des travaux réalisés dans le cadre de ce doctorat dédié à l'analyse, la modélisation et la simulation de la marche pathologique.

Chapitre 1

Analyse de la marche

Dans le cadre d'une marche pathologique, avant de s'intéresser aux moyens de rééducation et de les évaluer, il apparaît judicieux de connaître précisément ce mode de locomotion qu'est la marche.

Après un bref rappel historique de l'intérêt porté à la marche, la section 1.1 dresse un bilan des techniques mises à disposition dans l'analyse biomécanique de la marche.

La section suivante décrit la marche et ses perturbations éventuelles lors de la survenue d'une pathologie. En effet, en comparaison avec la marche dite normale dont les caractéristiques principales sont reproductibles d'un sujet à l'autre, la section 1.2 s'intéresse aux diverses marches de sujets atteints d'une pathologie affectant la marche.

La section 1.3 s'intéresse plus particulièrement à l'hémiplégie. Après avoir défini cette pathologie, cette section propose la description précise de la marche des sujets souffrant d'hémiplégie.

Avant de s'intéresser au rôle de la simulation du mouvement dans l'analyse et la compréhension de la marche et ses pathologies, une description succincte des méthodes de simulation est proposée dans la dernière section de ce chapitre (section 1.4).

Précisons que dans la suite de ce document, par souci de clarté et de concision, la **marche normale** fait référence à la marche des sujets ne souffrant d'aucune pathologie affectant la marche. De la même manière, les termes **marche pathologique** et **marche hémiplégique** désignent respectivement des marches autonomes de sujets atteints d'une pathologie affectant la marche et de sujets souffrant d'hémiplégie. Les marches nécessitant une aide extérieure, un tiers, une canne, etc., en sont donc exclues.

1.1 Analyse biomécanique de la marche

Une analyse biomécanique exhaustive de la marche nécessite d'investir tous les champs de cette discipline : la **cinématique** définie comme la description spatio-temporelle du mouvement, la **dynamique** décrite comme l'étude des forces mises en cause lors du mouvement, l'**électromyographie** qui cherche à connaître les actions musculaires mises en jeu, et enfin l'**énergétique** qui consiste à connaître l'énergie dépensée lors du mouvement étudié.

Avant d'aborder les outils employés dans les différentes branches de la biomécanique (cf. sous-sections 1.1.2, 1.1.3 et 1.1.4), la sous-section 1.1.1 se penche sur leurs évolutions au cours de l'histoire.

1.1.1 Histoire d'une analyse

Cet historique est un moyen efficace de souligner la valeur heuristique de la discipline et l'application des outils d'analyse de la marche dans le domaine de la biomécanique. En effet, quel était le regard de nos prédécesseurs sur la marche et quels moyens investissaient-ils pour l'étudier ?

D'après les premiers écrits, la marche et ses pathologies semblent être une question ancestrale. Des descriptions de marche sont en effet relatées dans les plus anciens papyrus médicaux, *Edwin Smith Surgical Papyrus* [Breasted1930]. En remontant le fil de l'histoire, force est de constater que l'Antiquité grecque est source de nombreuses connaissances dans ce domaine. Dès cette époque, Hippocrate (460 – 370 av. J-C) décrit la marche comme « le meilleur remède de l'homme ». Aristote (384 – 322 av. J-C) a quant à lui consacré deux traités à la marche et au mouvement, *Marche des animaux* et *Mouvement des animaux*. Bien que descriptives, certaines analyses apportées demeurent judicieuses. Par exemple, lors de la marche, il estime que « le poids du corps passe des parties en mouvement sur celles qui ne bougent pas ».

Après l'Antiquité, il faut patienter jusqu'à la Renaissance pour que l'expérience et les mesures apportent de nouvelles connaissances majeures. Léonard de Vinci (1452 – 1519) est l'un des grands acteurs de cette période. Au-delà de son intérêt pour l'anatomie, il a abordé les mécanismes régissant la marche, le rôle des insertions musculaires ou encore la notion de centre de gravité. Dans le prolongement de ces thématiques, l'ouvrage posthume de Giovanni Alfonso Borelli (1608 – 1679), *De Motu Animalum* (1680), est considéré comme une contribution majeure aux principes de base de la biomécanique par Provencher et Abdu [Provencher2000]. Dans *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica* (1687), Issac Newton (1642 – 1727) jette lui les fondements de la mécanique classique. C'est peut-être l'un des livres scientifiques publiés ayant eu le plus d'influence. Les lois du mouvement de Newton sont, notamment, une des bases fondamentales de l'analyse du mouvement en biomécanique.

Nouveau bond dans l'histoire ; entre la fin du dix-neuvième et le début du vingtième siècle, c'est la période des pionniers de la mesure du mouvement. Les connaissances ont continué à s'accumuler auparavant mais la biomécanique moderne naît au cours du dix-neuvième siècle. Grâce à l'émergence de nouveaux outils d'analyse, le regard sur le mouvement évolue considérablement. Inventeur de la chronophotographie et du cinématographe, Étienne-Jules Marey (1830 – 1904) est le précurseur de la capture du mouvement. Il apporte, avec son collaborateur Georges Demeny (1850 – 1918), une contribution essentielle dans l'étude de la cinématique de la marche.

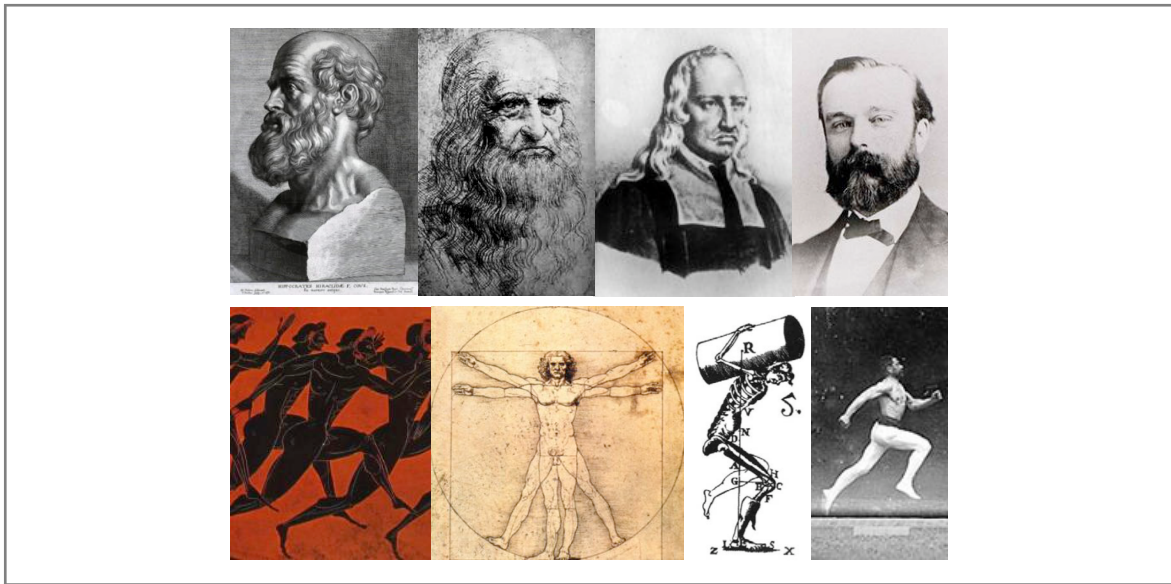


Fig. 1.1 - D'Aristote à Étienne-Jules Marey en passant par Léonard de Vinci ou Giovanni Borelli, la compréhension de la marche n'a cessé de passionner les savants.

Christian Wilhelm Braüne (1831 – 1892) et Otto Fischer (1861 – 1917) sont eux les premiers à effectuer une analyse en trois dimensions. Ils initient en outre la détermination de la position du centre de masse de chacun des segments comme de l'ensemble du corps humain. Leurs travaux font suite à ceux des frères Weber, Wilhelm Eduard Weber (1804 – 1891), Eduard Friedrich Wilhelm Weber (1806 – 1871) et Ernst Heinrich Weber (1795 – 1878) qui voyaient la marche comme une chute en avant, théorie aujourd'hui abandonnée.

À la fin du dix-neuvième siècle, à la Station physiologique du Bois de Boulogne, É.-J. Marey et ses élèves, Gaston Caret (1845 – 1892) et G. Demenÿ, ne cessent de développer de nouveaux systèmes d'enregistrement. Afin d'étudier la cinétique et l'énergétique de la marche, ils couplent aux données cinématiques les mesures de pressions plantaires (Fig. 1.2a) puis de la composante verticale de la force de réaction du sol. Au début du vingtième siècle, Jules Amar (1879 – 1935) met au point une nouvelle plate-forme de force pneumatique (Fig. 1.2c). Plus performante, elle permet de mesurer les trois composantes de la force de réaction du sol. Il s'en sert à des fins de rééducation ; les blessés de la Grande guerre sont ses principaux sujets d'étude. Avec la première plate-forme de force mécanique (Fig. 1.2b), Wallace Osgood Fenn (1893 – 1971) et Herbert Elftman (1902 – 1989) prolongent l'idée d'une mesure des forces externes engendrées lors de la marche. Ils développent des méthodes de calcul comme la dynamique inverse, basée sur les travaux de W. Braüne et O. Fischer, ou encore le travail et la puissance mécanique.

Dans le domaine clinique, Guillaume Duchenne (1806 – 1875), père de la stimulation électrique en physiologie, l'un des fondateurs de la neurologie, est aussi connu pour ses descriptions de marches pathologiques. De la stimulation électrique à la mesure, il n'y a qu'un pas. Au milieu du vingtième siècle, l'électromyographie devient une technique de moins en moins invasive. Alors que John Basmajian (1921 – 2008) participe à cette évolution, Jacqueline Perry (1918 – ...), David Sutherland (1923 – 2006) et leur prédécesseur Verne Inman (1905 – 1980) s'en servent pour explorer le fonctionnement musculaire lors de la marche notamment en couplant l'EMG à l'analyse tridimensionnelle.

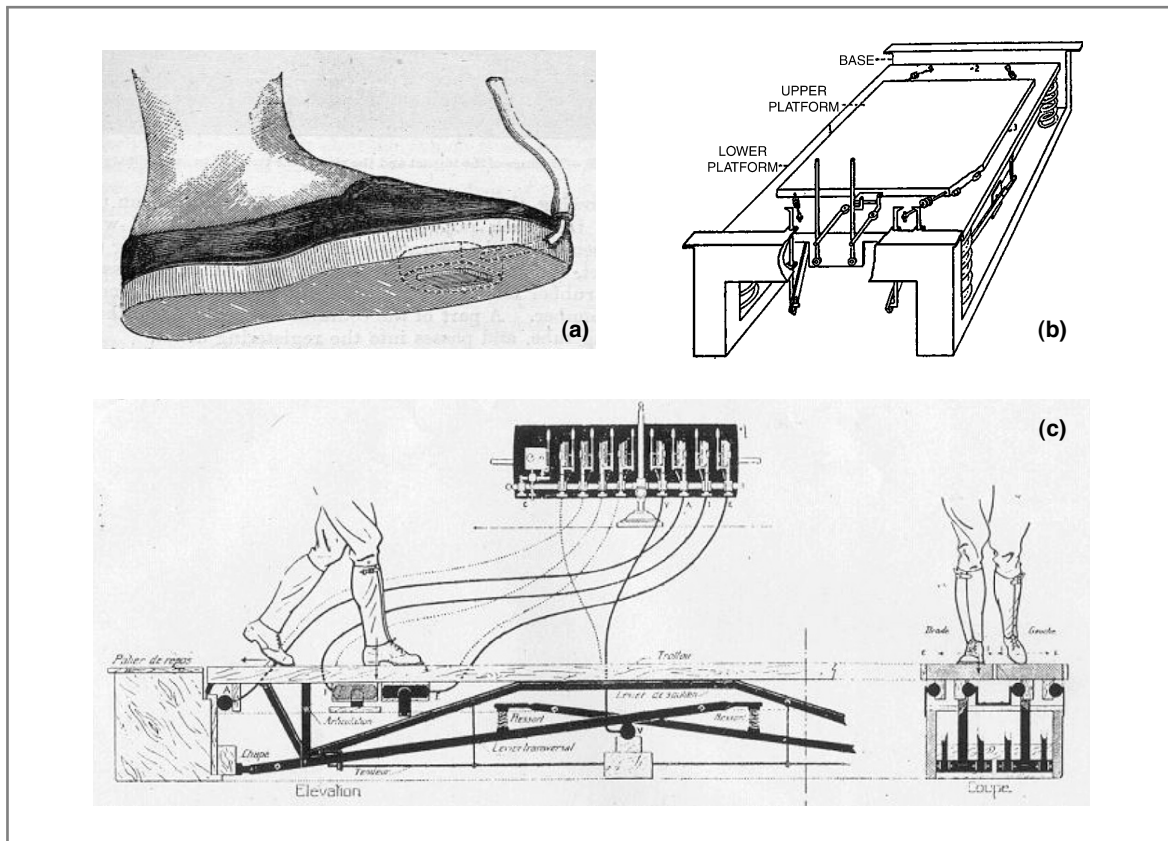


Fig. 1.2 - De la mesure de la pression plantaire à celle de la force de réaction du sol. (a) Système de mesure de la pression plantaire [Marey1878]. (b) Plate-forme de force mécanique [Elftman1938]. (c) Plate-forme de force pneumatique [Amar1916].

Ainsi, en à peine un siècle, nous observons le passage d'une analyse qualitative à une analyse quantitative des marches normale et pathologique. L'objet de cette sous-section n'est pas de réaliser un historique exhaustif de ces analyses, les lecteurs intéressés pourront se reporter aux revues de questions de Richard Baker [Baker2007] et de David Sutherland [Sutherland2001, Sutherland2002, Sutherland2005]. Toutefois, au regard de cet historique, les connaissances et les outils accumulés sont nombreux. Ils résultent d'un aller-retour incessant entre les inventions issues des besoins de l'exploration de la marche et les avancées intellectuelles et technologiques qu'elle exploite. Cet intérêt que lui porte le domaine scientifique souligne encore une fois la place de ce mouvement dans la vie quotidienne. Bien entendu, aujourd'hui, il demeure de nombreuses interrogations sur ce qui régit la marche. Mais, pour y répondre, quels sont les instruments modernes dont nous bénéficions ?

1.1.2 Instruments de l'analyse biomécanique de la marche

De nombreuses méthodes existent actuellement pour observer et enregistrer de manière quantitative la marche humaine. L'objectif n'est pas ici d'en établir une description exhaustive mais d'aborder les méthodes les plus utilisées pour en exposer les principes, les avantages et les limites.

1.1.2.1 De l'œil humain à l'œil numérique

Le premier moyen d'observer le mouvement est certainement l'œil humain. Cette description, non négligeable, peut être renforcée par l'utilisation de la vidéo ou d'une échelle d'évaluation. Dans le domaine clinique par exemple, la classification fonctionnelle de la marche (FAC) [Holden1984] et la nouvelle classification fonctionnelle de la marche (NFAC) [Brun2000] sont basées sur une analyse descriptive utilisée en routine. Malgré tout, l'observation reste un moyen d'information très limité et nécessite souvent un apprentissage et une expertise importante. À cela s'ajoute une variabilité inter-opérateur parfois importante. Pour pallier ces problèmes, de nombreux instruments existent pour quantifier la marche. Nous pouvons distinguer ceux liés aux paramètres spatio-temporels de la marche et ceux liés à la cinématique des segments du corps.

1.1.2.1.1 Mesure des paramètres spatio-temporels

Afin de mesurer les paramètres spatio-temporels tels que la vitesse, la fréquence ou la longueur de pas, un chronomètre et un mètre peuvent suffire. Moins laborieux, plus sophistiqués mais pas forcément plus précis [Silva2002], les podomètres permettent d'estimer le nombre de pas effectués sur de longues périodes d'activité. Beaucoup plus fiables, les cellules photoélectriques sont parfois utilisées pour mesurer la vitesse de marche sur une courte distance (Fig. 1.3a) [Öberg1993]. Dans le but de l'obtenir sur de longue distance et en milieu extérieur, la position globale par satellites (GPS) peut aussi être utilisée [Le Faucheur2007]. Toutefois, ces techniques restent souvent limitées à la mesure d'un seul paramètre.

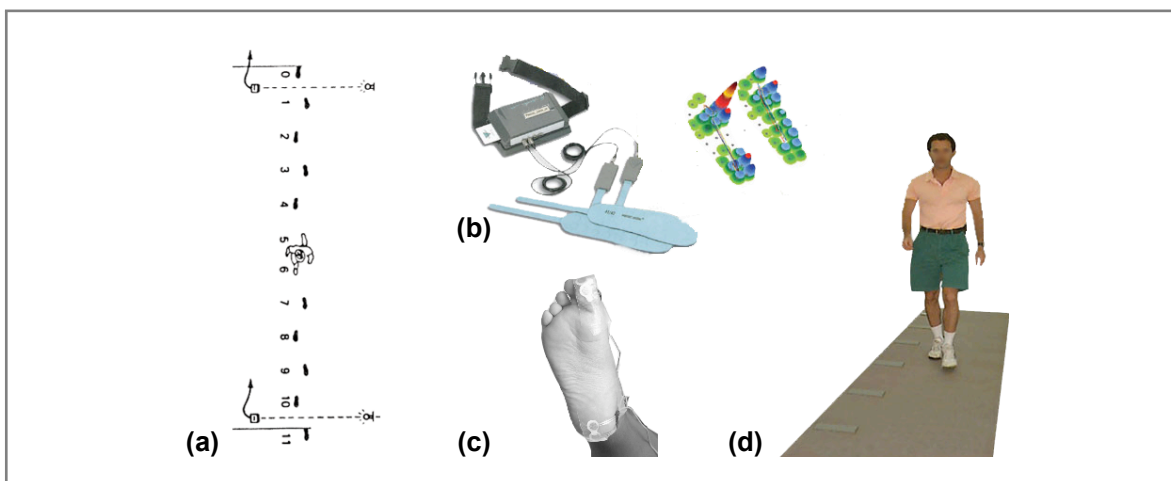


Fig. 1.3 - Instruments de mesure des paramètres spatio-temporels. (a) Mesure de la vitesse de marche par des cellules photoélectriques d'après Öberg [Öberg1993]. (b) Semelle munie de capteurs de pression CIR Systems Inc., Havertown, US. (c) Contacteurs, Interlink Electronics, Camarillo, US. (d) GAITRite, CIR Systems Inc., Havertown, US.

Le locomètre de Bessou évalue quant à lui l'ensemble des paramètres spatio-temporels (longueur, fréquence de pas, durée des appuis, etc.) grâce à la mesure des déplacements longitudinaux de câbles reliés aux pieds du sujet étudié [Condouret1987]. Ce système est cependant limité par l'encombrement et la longueur des câbles fixés sur les chaussures. Plus adaptées, les chaussures équipées de contacteurs électriques, de capteurs de pression ou encore de jauges de contraintes (Fig. 1.3b) sont des outils précis pour évaluer ces paramètres lors de la marche [Hill1994, Hausdorff1995, Blanc1999, Beauchet2008]. Les tapis instrumentés offrent eux l'avantage de laisser les sujets libres de tout matériel [Bilney2003], mais la distance de mesure est malheureusement limitée à quelques mètres (Fig. 1.3d). Par ailleurs, il faut préciser que les chaussures, les semelles ou encore les tapis instrumentés les plus évolués permettent non seulement la mesure des paramètres spatio-temporels, mais aussi des pressions plantaires ou de la force de réaction du sol.

1.1.2.1.2 Capture du mouvement

Un premier aspect de la capture du mouvement consiste à mesurer l'évolution des angles articulaires grâce à des goniomètres [Chao1980]. Ces angles aux articulations correspondent aux angles formés entre deux segments ; ils sont aussi appelés angles inter-segmentaires et forment un angle nul à la position anatomique de repos. Bien que des goniomètres tri-axiaux permettent de connaître les angles en trois dimensions (c'est-à-dire dans le plan sagittal, frontal et transverse cf. paragraphe 1.4.1), la mesure est généralement réalisée dans le plan sagittal. La méthode est simple et fournit les résultats en temps réel. La technique de mesure est généralement basée sur des potentiomètres ou des jauges de contraintes fixés à l'aide de sangles sur les deux segments entourant l'articulation (Fig. 1.4). Les principales limites de cette technique résident dans l'alignement des capteurs avec les segments corporels et de leur ajustement avec les centres articulaires. La précision est, par conséquent, dépendante de la pose de l'appareil.

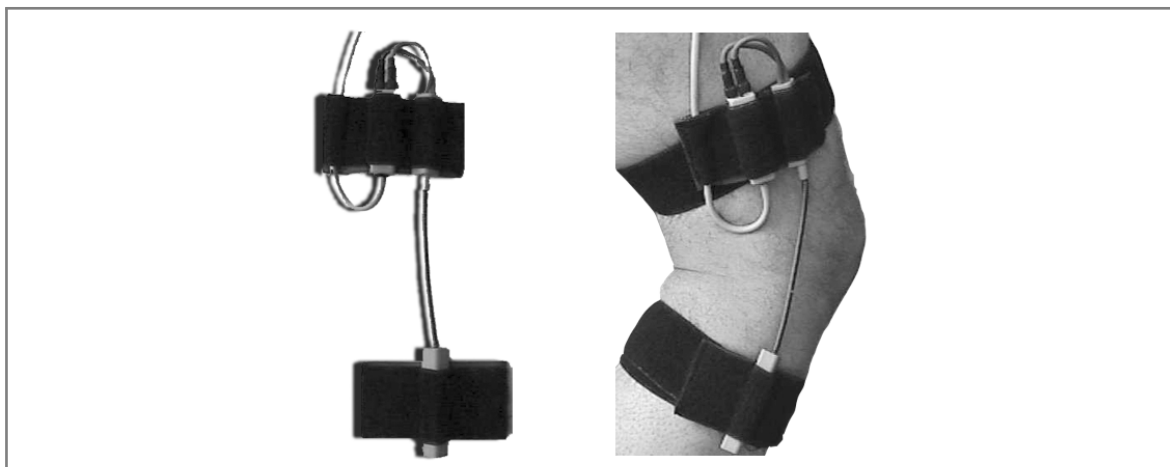


Fig. 1.4 - Mesure de l'angle articulaire du genou grâce à un goniomètre à potentiomètre (Infotronic, Pays-Bas).

D'un autre côté, des accéléromètres, petits et légers, peuvent être utilisés pour étudier la cinématique d'un individu en mouvement [Morris1973, Mathie2004, Kavanagh2008]. Leurs fréquences d'acquisition très élevées les rendent à la fois précis et sensibles à l'erreur de mesure. Dans l'analyse de la marche, ces outils semblent pertinents pour mesurer les paramètres spatio-temporels.

Cependant, un accéléromètre permet essentiellement l'étude d'un point du corps. L'étude du mouvement articulaire est très délicate. Elle nécessite de disposer de deux accéléromètres par segment et une calibration minutieuse de l'ensemble du système. Et, comme précédemment avec les goniomètres, l'étude de plusieurs articulations entraîne un encombrement important. Les sangles et autres capteurs peuvent venir perturber la marche du sujet.

Une approche plus globale de l'analyse cinématique de la marche nécessite d'obtenir une vision et des données plus larges. En effet, les outils présentés restent trop restreints, trop contraignants. L'essor des instruments d'analyse tridimensionnelle du mouvement nous offre la possibilité de quantifier le mouvement dans son intégralité. D'après Chris Kirtley en 2002, les principaux systèmes de mesure se divisent en quatre familles [Kirtley2002] : optique, électromagnétique, ultrasonique et inertielle (Fig. 1.5).



Fig. 1.5 - Systèmes d'analyse tridimensionnelle : (a) optique (Vicon, Oxford, UK), (b) ultrasonique (Zebris, Tuebingen, Allemagne), (c) inertiel (xSens, Enschede, Netherlands) et (d) électromagnétique (Ascension, Burlington, USA).

Les derniers outils apparus dans le domaine de la capture sont les systèmes inertiels. Grâce à la miniaturisation des éléments, leurs capteurs combinent des accéléromètres, des gyroscopes et des magnétomètres [Roetenberg2006]. Bien que très prometteurs, ces systèmes inertiels restent encore expérimentaux et peu répandus dans le domaine de l'analyse de la marche.

De manière générale, les systèmes de capture utilisent soit des marqueurs passifs observés par des caméras, soit des capteurs actifs. Ces derniers nécessitent une fourniture en énergie et un mode de transmission des données acquises. Par conséquent, que l'équipement soit filaire ou non, le mouvement peut être perturbé par le dispositif que porte l'individu (cf. Fig. 1.5b et 1.5d). Dans le domaine de l'analyse de la marche, la préférence est donc souvent donnée aux systèmes optiques à marqueurs passifs.

1.1.2.2 Systèmes optoélectroniques de capture du mouvement

1.1.2.2.1 Technique de capture optique

Les systèmes optoélectroniques se basent sur la technique de stéréophotographie pour reconstruire la position tridimensionnelle de chaque marqueur. Tout comme la vision humaine a besoin de deux points de vue pour percevoir le relief, cette vision numérique nécessite au moins deux caméras pour capter les trois dimensions de l'espace. Cette reconstruction nécessite au préalable une calibration en deux étapes des caméras. La première étape consiste à corriger les imperfections liées au système optique alors que la seconde fournit l'orientation et la position de chacune des caméras dans un référentiel global. La position des marqueurs en 3D est finalement obtenue en combinant les coordonnées 2D de chacune des caméras. La précision de ces mesures dépend de l'ensemble du processus de reconstruction en 3D. L'erreur de mesure moyenne des systèmes optoélectroniques les plus performants est inférieure à 1 mm [Ehara1995, Ehara1997, Richards1999, Chiari2005]. La fréquence d'acquisition est généralement comprise entre 50 et 250 Hz. Notons enfin que la progression considérable des systèmes optiques permet maintenant d'effectuer des acquisitions de mouvement en temps réel.

1.1.2.2.2 Limites des systèmes optiques

Au cours d'un mouvement, les segments corporels peuvent venir occulter certains marqueurs. Par exemple, à certains moments de la marche, le balancement des bras masque les marqueurs placés sur le pelvis. Cependant, le nombre de caméras, souvent compris entre 6 et 12, permet de multiplier les angles de vue et diminue considérablement ce risque d'occultation lors de l'analyse de la marche.

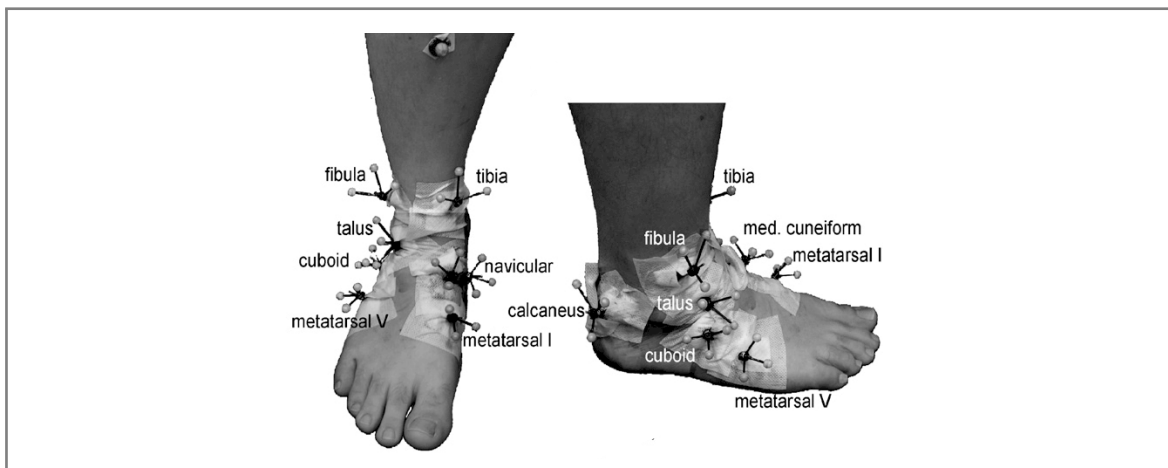


Fig. 1.6 - Marqueurs réfléchissants fixés *in vivo* à l'aide de tiges sur les os du pied [Arndt2007].

D'autre part, l'objectif est de rendre compte de la position du squelette de l'individu. Or, la plupart des techniques développées jusqu'alors mesurent le déplacement de points placés sur le sujet. Dans une étude récente réalisée *in vivo* [Arndt2007], l'équipe de Arndt utilise cependant des marqueurs fixés directement sur les os (Fig. 1.6). Ce type de procédé très invasif reste isolé. La technique usuelle consiste à fixer des marqueurs sur la peau. Une source d'erreur provient alors des erreurs de placement et du glissement de ces marqueurs sur la peau. À l'avenir, il est probable que ces difficultés disparaissent avec le développement concomitant des techniques de détermination des centres articulaires et des systèmes de capture sans marqueur [Corazza2007].

Malgré ces limites, les systèmes optoélectroniques actuels représentent le moyen le plus abouti de l'analyse cinématique. La précision de mesure, le grand nombre de marqueurs analysés, la possibilité de couplage avec d'autres instruments comme la PFF ou l'EMG, ou encore l'absence d'entrave mécanique au mouvement sont autant d'arguments en faveur de cet outil d'analyse.



Au regard des conclusions apportées sur les instruments présentés, un système optoélectronique de capture de mouvement paraît être l'outil privilégié pour analyser la marche normale et pathologique. Il permet de mesurer à la fois les paramètres spatio-temporels, le mouvement articulaire et la cinématique globale du corps humain. Le système optoélectronique répond de fait aux demandes de l'analyse cinématique, mais quels seraient les outils complémentaires nécessaires à l'étude des causes du mouvement ?

1.1.2.3 De la dynamique à l'électromyographie

Les instruments présentés dans ce paragraphe s'intéressent à la quantification des causes du mouvement, d'un point de vue mécanique d'une part et d'un point de vue musculaire d'autre part.

1.1.2.3.1 Plate-forme de force

Lors de la marche, le corps humain est soumis à trois forces : les frottements de l'air, le poids et la réaction du sol. Cependant, les forces de frottement de l'air sur le corps sont généralement négligées au vu de la faible vitesse de déplacement. En outre, le poids s'applique sur le centre de masse, défini comme un point d'équilibre et noté CoM. Sa norme est obtenue en multipliant la masse du sujet (m) par l'accélération gravitationnelle (g) tel que $P = mg$. Ainsi, la mesure des forces au cours de la locomotion peut se réduire à celle de la force de réaction du sol (R). La plate-forme de force (PFF) permet de mesurer cette force lors de la phase d'appui du cycle de marche. La PFF fournit les trois composantes de la force de réaction du sol, c'est-à-dire la composante verticale et les deux composantes horizontales, ainsi que les moments de la force selon les trois axes. Notons que ces mesures permettent aussi le calcul de la position du centre de pression (CoP) au cours de la locomotion. Le CoP est le point d'application théorique de la force de réaction du sol. L'appui plantaire est donc résumé à un point. Cependant, c'est en réalité une surface déformable qui peut être évaluée par des systèmes de mesure des pressions plantaires.

L'approche dite de dynamique directe découle de la connaissance de la force de réaction du sol. D'après la seconde loi de Newton, la somme des forces externes exercées sur un système est égale au produit de l'accélération de son CoM notée a par sa masse, considérée comme constante. En connaissant la force de réaction du sol durant la phase d'appui, il est possible de calculer la position du CoM après une double intégration de son accélération exprimée par la relation

$$a = g + \frac{1}{m}R. \quad (1.1)$$

Toutefois, la validité de cette approche dépend de nombreuses hypothèses. Les modèles anatomiques, les caractéristiques inertielles ou encore la modélisation segmentaire sont autant de paramètres susceptibles d'affecter la précision de la méthode.

L'approche dite de dynamique inverse consiste au contraire à calculer les forces et moments articulaires à partir des données cinématiques. Pour cela, différents formalismes existent notamment pour les déterminer lors de la marche [Winter1990, Dumas2007].

Les équations vectorielles de Newton-Euler (Éq. 1.2) permettent de calculer les efforts articulaires de façon itérative.

$$\sum \mathbf{F}_{\text{ext}} = m\mathbf{a} \quad \text{et} \quad \sum \mathbf{M}_{(\mathbf{F}_{\text{ext}})} = I\alpha. \quad (1.2)$$

La première équation est l'application directe de la seconde loi de Newton sur le segment considéré, avec m sa masse et $\mathbf{a}$ son accélération linéaire. Quant à la seconde équation, elle est son équivalent en rotation. Elle lie l'accélération angulaire du segment (α) aux moments des forces s'exerçant sur lui avec I le moment d'inertie. $\mathbf{a}$ et α sont calculées à partir des données cinématiques.

Ces approches ont pour point commun l'étude des causes du mouvements à travers les forces et moments articulaires ; une autre façon de s'y intéresser est d'explorer l'activité musculaire.

1.1.2.3.2 EMG

Qu'elle vienne en complément des explorations mécaniques précédentes ou qu'elle soit utilisée avec les données cinématiques, l'électromyographie ou EMG s'intéresse aux actions musculaires responsables du mouvement. En cinésiologie, l'EMG enregistre les variations de potentiel électrique se produisant dans les muscles, soit au repos, soit lors de la contraction musculaire (Fig. 1.7).

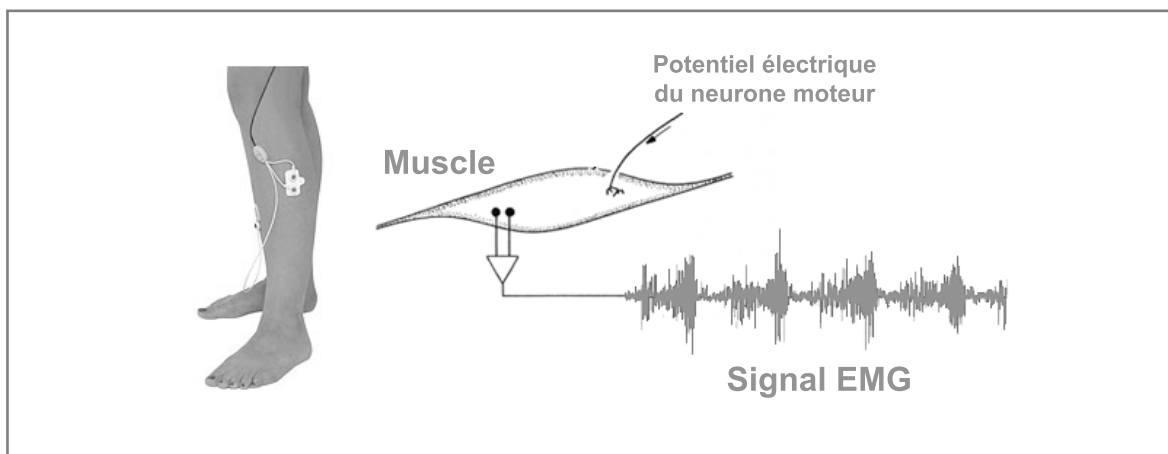


Fig. 1.7 - Illustration d'un signal EMG. Les électrodes mesurent les potentiels électriques responsables des contractions musculaires.

Ce système est largement diffusé dans le domaine clinique notamment pour l'étude de la marche et des troubles de la fonction neuromusculaire. Cependant, bien qu'il permette d'explorer les activités motrices, le signal myoélectrique est complexe.

Le signal émis par le muscle dépend de ces propriétés anatomiques et physiologiques (résistance et impédance des tissus, mode de contraction, etc.) mais il peut aussi être influencé par l'activité électrique des muscles environnants. Tous ces facteurs expliquent les difficultés à quantifier le signal myoélectrique lors de la marche. De plus, le lien entre l'activité électrique enregistrée par l'EMG et la force exercée par le muscle n'est pas établi hormis dans les conditions de contraction isométrique [Zuniga1969, Sutherland2001]. Au final, lors de l'étude de la marche, l'ensemble de ces difficultés a tendance à limiter la portée de ces mesures à l'analyse temporelle [Inman1966]. Cette apport de l'EMG n'est toutefois pas négligeable, notamment dans le cadre des études musculo-squelettiques.



Si la PFF et l'EMG paraissent indispensables pour étudier les causes du mouvement, la première technique est souvent limitée à l'étude d'un ou deux appuis alors que la seconde ne permet essentiellement qu'une analyse temporelle des activations musculaires. Le matériel nécessaire et la mise en place de ces méthodes peuvent finalement apparaître comme des facteurs limitants, notamment dans le cadre d'examen en routine de la marche.

Après avoir exploré les outils liés à la cinématique, à la dynamique et à l'électromyographie, nous pouvons nous interroger sur leurs places et leurs intérêts lors de l'étude de la marche sur tapis roulant.

1.1.3 Marcher sur tapis roulant

Le tapis roulant s'est largement répandu dans des milieux aussi divers que la recherche, la rééducation ou l'entraînement sportif. Les nombreux avantages qu'il offre en ont fait un outil privilégié pour l'analyse de la locomotion. En effet, il offre un encombrement réduit et un environnement sécurisé (Fig. 1.8). La possibilité d'utiliser un harnais est un véritable atout dans l'étude des marches pathologiques. Les mesures peuvent être multipliées sans gêner le sujet (EMG, $\dot{V}O_2$, capture de mouvement, etc.) et ne sont pas limitées à quelques pas. Enfin, et ce n'est pas négligeable, la vitesse de marche est maîtrisée.

De nombreux auteurs ont cherché à connaître l'influence du tapis roulant sur la marche. Avant 1980, les opinions semblent diverger sur l'existence ou non de modifications de la locomotion sur tapis roulant comparée à celle sur sol [Nelson1972, Elliott1976]. Puis, en 1980, van Ingen Schenau atteste qu'aucune différence mécanique ne survient lorsque la vitesse du tapis roulant est constante. La seule différence entre les deux environnements réside dans la perception du mouvement : la position du sujet demeure quasi stationnaire lorsqu'il marche sur tapis roulant, il n'y a pas de défilement.

En réalité, la vitesse du tapis roulant n'est pas constante [Savelberg1998, Paolini2007]. Le tapis est freiné à la réception et accéléré au moment de la propulsion. Pour une vitesse de marche de $1,54 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ Pierrynowski, Winter et Norman reportent une variation de 10% de la vitesse du tapis [Pierrynowski1980]. Plus récemment, les mesures de Riley et ses collaborateurs révèlent des fluctuations d'environ 5% [Riley2007]. Les variations de la vitesse du tapis roulant dépendraient de la masse du sujet, de la vitesse de marche et des caractéristiques du tapis roulant (puissance, système de contrôle, etc.). Ces variations sont donc susceptibles d'influencer la marche.



Fig. 1.8 - Marche sur tapis roulant (Cosmed, Rome, Italie). Environnement d'expérimentation restreint et sécurisant, le tapis roulant permet de multiplier les mesures physiologiques et biomécaniques.

Les études les plus anciennes reportent des différences significatives entre la cinématique de la marche sur tapis roulant et celle sur sol [Strathy1983, Murray1985]. Murray et coauteurs concluent toutefois que la marche sur tapis roulant ne diffère pas de manière remarquable de la marche sur sol [Murray1985]. Pourtant, les résultats sur tapis roulant convergent vers l'idée d'une augmentation de la cadence et d'une diminution de la longueur de pas pour la marche normale [Murray1985, Alton1998, Warabi2005, Chatterley2007] comme pathologique [Bayat2005]. La variabilité de la marche semble aussi augmentée [Savelberg1998, Dingwell2001, Harris-Love2001]. Tout ceci coïncide avec la diminution de la vitesse de confort constatée sur tapis roulant [Cottalorda2000, Bayat2005]. Effectivement, les variations de la vitesse du tapis roulant pourraient perturber l'équilibre et la stabilité de la marche. D'ailleurs, certains auteurs rapportent une augmentation de la durée de la phase d'appui sur tapis roulant [Murray1985, Harris-Love2001, Chatterley2007]. La perception de la vitesse, mentionnée précédemment, et la perturbation du rôle de la vision sur tapis roulant [Warren2001] pourraient expliquer le ralentissement de la marche sur tapis roulant comparée à celle sur sol.

Pour pallier l'effet du tapis roulant, la littérature préconise une période d'adaptation. La durée d'une heure conseillée par Wall et Charteris semble difficile à mettre en place dans certains protocoles de recherche [Wall1981] et en particulier avec des sujets souffrants d'une pathologie. Récemment, l'étude menée par van De Putte suggère plutôt une habitude de 10 minutes pour la marche normale [Van de Putte2006]. L'habitude correspond en fait à un processus où le sujet s'adapte très rapidement au tapis roulant d'une session à l'autre. Néanmoins, cette période n'est pas forcément requise pour une expérimentation transversale par exemple. Une session pré-test peut alors la suppléer afin de simplement familiariser le sujet au tapis roulant. Pour la marche normale [Taylor1996, Matsas2000] et pathologique [Lavcanska2005], une période de 4 à 6 minutes suffit pour retrouver des cinématiques de marche comparables à celles de la marche sur sol. Nonobstant, il s'avère que certains sujets, notamment les personnes âgées, s'accommodent difficilement de la marche sur tapis roulant [Wass2005].

En ce qui concerne la dynamique, les tapis roulants instrumentés de PFF sont encore peu répandus et demeurent des outils expérimentaux. Malgré cela, les recherches effectuées sur la marche reportent des mesures de la force de réaction du sol similaires à la marche sur sol [Detrembleur2005, Riley2007, Stoquart2008]. En plus de cela, Riley et coauteurs re-démontrent par leurs données cinématiques et dynamiques ce que van Ingen Schenau avait émis en 1980 [van Ingen Schenau1980], à savoir : les mécaniques de la marche sur tapis roulant et sur sol sont équivalentes. L'équivalence des marches sur sol et sur tapis roulant ayant été démontrée, ces auteurs en concluent que les analyses cliniques peuvent bénéficier des avantages des protocoles basés sur l'étude de la marche sur tapis roulant. De la même manière, une étude récente montre la faisabilité de l'analyse quantifiée de la marche normale et pathologique sur tapis roulant à condition de tenir compte de la vitesse de marche [Stoquart2008].

Finalement, la similitude entre la marche sur sol et sur tapis roulant n'est pas encore consensuelle. Même si les derniers résultats présentés semblent en sa faveur, le débat n'est pas clos. Récemment, Lee et Hidler considèrent que la cinématique de la marche sur tapis roulant est similaire à celle sur sol alors que l'activation musculaire et les moments articulaires semblent différents [Lee2007]. L'absence de consensus pousse donc à la prudence. Si les études sur tapis roulant paraissent un bon reflet de la marche sur sol, les interprétations des résultats obtenus doivent tenir compte de cet environnement.

Quelle que soit la condition de marche, qu'elle soit sur sol ou sur tapis roulant, une question se pose concernant l'énergétique : quelles sont les solutions disponibles pour étudier l'énergie mécanique engendrée lors de la marche ?

1.1.4 Énergie, travail et puissance mécaniques

Une analyse biomécanique ne peut ignorer l'énergie responsable de nos mouvements. Sans flux d'énergie, le mouvement ne peut exister. Pour en rendre compte en mécanique, l'énergie et le travail, tous deux exprimés en joules (J), peuvent prêter à confusion. Tandis que l'énergie mesure un potentiel acquis par un système à travailler à un instant donné, le travail quantifie le flux d'énergie pendant un certain laps de temps [Winter1990]. Le mouvement d'un corps est donc le résultat d'un travail mécanique sur un segment grâce au transfert de l'énergie d'origine métabolique produite par le muscle.

À partir des outils présentés ci-dessus, plusieurs approches se distinguent pour quantifier ces énergies et travaux mécaniques développés lors de la locomotion. Après avoir présenté les énergies mécaniques mises en jeu (paragraphe 1.1.4.1), les moyens pour les évaluer sont divisés en trois catégories et sont décrits dans les paragraphes 1.1.4.2, 1.1.4.3 et 1.1.4.4. Enfin, le paragraphe 1.1.4.5 traite des rapports établis entre l'énergie mécanique mesurée et l'énergie métabolique réellement dépensée par le corps humain lors du mouvement.

1.1.4.1 Énergies mécaniques

L'analyse de l'énergie mécanique d'un individu nécessite de modéliser le corps humain. Au premier abord, l'énergie mécanique de la marche peut être estimée par le déplacement vertical du CoM de l'individu. Dans un article référence, Saunders, Inman et Eberhart (1953) se sont intéressés à la variation de cette énergie potentielle notée EP avec

$$EP = mgh \quad (1.3)$$

où m est la masse de l'objet d'étude, g l'accélération gravitationnelle ($9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$) et h la hauteur du CoM de cet objet. L'énergie cinétique (EC) du corps vu comme une masse ponctuelle est relative à la vitesse linéaire du CoM notée V tel que

$$EC = \frac{1}{2}mV^2. \quad (1.4)$$

Même si l'équipe de Verne Inman l'a d'abord ignoré, le rôle des transferts entre l' EP et l' EC ne peut être négligé au cours de la marche. Ces énergies – globales – rythment le flux énergétique responsable de la marche. Cette approche considérant uniquement le CoM reste limitée. Elle ignore notamment les énergies engendrées dans et entre chacun des segments corporels. Pourtant, il apparaît nécessaire de rendre compte de ces énergies lors de la marche.

Dans cette optique, le corps humain ne peut plus être assimilé à un seul point – le CoM – ; il est modélisé comme un système de solides rigides articulés. L'énergie totale d'un segment (E_s) se décompose alors en trois termes : son énergie potentielle (EP_s), son énergie cinétique de translation (EC_T) et son énergie cinétique de rotation (EC_R). De telle manière que l'énergie mécanique segmentaire soit

$$E_s = EP_s + EC_T + EC_R, \quad (1.5)$$

$$E_s = m_s g h_s + \frac{1}{2}m_s v_s^2 + \frac{1}{2}I_s \omega_s^2, \quad (1.6)$$

avec m_s la masse du segment considéré, h_s la hauteur de son CoM, v_s la vitesse linéaire de son CoM, I_s le moment d'inertie de ce segment et ω_s sa vitesse angulaire. Pour l'ensemble du corps humain, constitué de n segments, l'énergie mécanique totale (E_m) est donc la somme des n énergies segmentaires, elle peut s'écrire

$$E_m = \sum_{s=1}^n E_s = \sum_{s=1}^n \left(m_s g h_s + \frac{1}{2}m_s v_s^2 + \frac{1}{2}I_s \omega_s^2 \right). \quad (1.7)$$

Or, la somme des énergies potentielles segmentaires est égale à l'énergie potentielle du CoM global du sujet,

$$\sum_{s=1}^n m_s g h_s = m g h = EP. \quad (1.8)$$

Et, à partir de la loi de composition des vitesses, la somme des énergies cinétiques en translation, $\sum_{s=1}^n \frac{1}{2}m_s v_s^2$, devient l'énergie cinétique du CoM global du sujet ajoutée à l'énergie cinétique de translation de chacun des segments par rapport au CoM global, c'est-à-dire

$$\sum_{s=1}^n \frac{1}{2}m_s v_s^2 = \frac{1}{2}mV^2 + \sum_{s=1}^n \frac{1}{2}m_s v_s^{*2} \quad (1.9)$$

où v_s^* est la vitesse du CoM du segment i par rapport au CoM global du sujet.

L'équation (1.7) devient finalement

$$E_m = mgh + \frac{1}{2}mV^2 + \sum_{s=1}^n \left(\frac{1}{2}m_s v_s^{*2} + \frac{1}{2}I_s \omega_s^2 \right). \quad (1.10)$$

L'énergie mécanique totale du corps humain exprime donc non seulement les énergies potentielle et cinétique associées au CoM global, mais également les énergies cinétiques liées au mouvement des segments par rapport au CoM global. Ces énergies cinétiques de translation et de rotation des segments relatives au CoM global représentent ce qui est appelé l'énergie cinétique interne (EC_{int}) du système. Elle est aussi parfois appelée *énergie de gesticulation*. L'énergie cinétique externe (EC_{ext}) désigne quant à elle l'énergie cinétique relative au CoM global. L'évaluation de ces énergies mécaniques est une question importante dans le domaine de l'analyse de la marche. Plusieurs méthodes existent, elles peuvent être différenciées selon trois approches : le travail lié au CoM, les forces et moments articulaires et enfin une approche liée à la cinématique segmentaire.

1.1.4.2 Travail lié au Centre de masse

En 1966, Cavagna et Margaria proposent d'évaluer le travail mécanique de la locomotion en mesurant les forces de réaction du sol issues de deux PFF. Cette approche globale se base sur l'*EC* et l'*EP* du CoM global du corps humain. Ces énergies sont déduites des vitesses horizontales et verticales du CoM calculées à partir des données de la PFF (cf. sous-paragraphe 1.1.2.3.1). Ainsi, cette méthode rend compte des changements d'énergie du CoM à chaque instant du pas. Comme nous le verrons un peu plus loin (cf. paragraphe 1.2.3.2), lors de la marche, ceci a permis de mettre en évidence le modèle de pendule inversé [Fenn1930a, Cavagna1977b, Donelan2002b]. Néanmoins, cette méthode est fondée sur l'hypothèse que le CoM reflète les flux d'énergie de l'ensemble des segments corporels. Or, les données de la PFF ne rendent aucunement compte de l'énergie nécessaire aux mouvements segmentaires autour du CoM [Winter1979].

Pour s'en affranchir, la même équipe en 1977 et plus récemment en 1995, a mis en place l'analyse des variations énergétiques du CoM global à partir des données de la PFF, et celles des segments corporels à partir des données cinématiques [Cavagna1977a, Willems1995]. Ces auteurs désignent par *travail externe* (W_{ext}) le travail mécanique des forces externes responsables du déplacement du CoM global. Par opposition, ils appellent *travail interne* (W_{int}) le travail lié au mouvement des segments relativement au CoM.

En se basant sur la définition du travail, ils déterminent le W_{ext} en calculant le produit scalaire de la résultante des forces externes appliquées sur le marcheur (F) par le déplacement du CoM global (D) tel que $W_{ext} = F_f D_f + F_v D_v + F_l D_l$ où f , v et l désignent les composantes frontale, verticale et latérale des vecteurs. Les glissements, les frottements du corps dans l'air et le travail latéral étant considérés négligeables lors de la marche, l'expression devient

$$W_{ext} = ma_f D_f + m(g + a_v) D_v \quad (1.11)$$

avec a l'accélération du CoM global du marcheur. Cette expression représente en fait la somme des variations des énergies potentielle et cinétique associées au mouvement du CoM global et peut s'écrire

$$W_{ext} = \int_{t_i}^{t_f} R \cdot V \cdot dt. \quad (1.12)$$

avec R la réaction du sol, V la vitesse du CoM, t_i le temps initial et t_f le temps final.

Pour sa part, le W_{int} serait la somme des variations des énergies cinétiques de gesticulation tel que

$$W_{\text{int}} = \sum_{s=1}^n \left(\frac{1}{2} m_s v_s^{*2} + \frac{1}{2} I_s \omega_s^2 \right). \quad (1.13)$$

Les auteurs en concluent que la dépense énergétique correspond au travail mécanique total ($W_{\text{tot,max}}$) exprimé

$$W_{\text{tot,max}} = |W_{\text{ext}}| + |W_{\text{int}}|. \quad (1.14)$$

Il s'agit du cas où il n'y aurait aucun transfert d'énergie entre les segments. $W_{\text{tot,max}}$ est donc la somme des valeurs absolues des variations des énergies mécaniques liées au CoM et celles liées aux segments corporels.

Ces expressions laissent supposer que les auteurs considèrent que le travail mécanique $W_{\text{tot,max}}$ est égal à la somme des variations d'énergie mécanique totale telles que

$$\Delta E_m(\text{ext}) = W_{\text{ext}} \quad \text{et} \quad \Delta E_m(\text{int}) = W_{\text{int}} \quad (1.15)$$

où $\Delta E_m(\text{ext})$ et $\Delta E_m(\text{int})$ exprimeraient les variations respectives des énergies mécaniques externe et interne.

Cette méthode est la base de nombreuses publications notamment dans le milieu clinique. Nonobstant, elle est critiquable à plusieurs titres :

- D'une part, le travail est ici calculé entre la résultante des forces issues des données de la PFF et le déplacement du CoM. Or, si le travail d'une force est bien le produit scalaire de la force par le déplacement de son point d'application, le CoM n'est pas le point d'application de la résultante des forces externes.
- D'autre part, d'un point de vue terminologique, la variation d'énergie mécanique externe est définie comme la somme des variations de l'*EP* et l'*EC* du CoM global. *A contrario*, la variation d'énergie mécanique interne est liée à la variation de l'énergie de gesticulation. Mais la relation d'égalité (cf. Éq. 1.15), que suggère Cavagna et ses collaborateurs entre la variation d'énergie mécanique externe et le W_{ext} est une erreur. En toute rigueur, si les forces de frottement dans l'air et les glissements des pieds sur le sol sont négligés, le poids est la seule force extérieure ayant un travail mécanique non nul. Le poids étant une force conservative, le travail des forces externes dérive d'une EP. Il est égal à l'opposé de la variation de l'énergie potentielle. Le terme W_{ext} employé dans ces études ne semble donc pas judicieux. En outre, nous ne pouvons attribuer le mouvement du CoM global uniquement aux forces externes du corps. Cela supposerait que le passage de la station debout à la marche est déclenché par une force extérieure. Les forces internes, liées aux contractions musculaires, semblent pourtant intervenir de manière prépondérante.
- Par ailleurs, nous pouvons remarquer que la vitesse latérale du CoM n'est pas prise en compte. Cependant, nous pouvons supposer qu'elle joue un rôle dans les marches pathologiques.

Finalement, Vladimir Zatsiorsky exprime son désaccord avec ce type de démarche. Dans une lettre à l'éditeur de la revue *Journal of Biomechanics*, il estime que le travail total ne peut pas être calculé par la somme du *travail interne* et du *travail externe* [Zatsiorsky1998]. Certaines recherches montrent bien que ces deux composantes sont interdépendantes [Zatsiorsky1994,

Kautz2002]. En effet, en particulier lors de la marche, nous ne connaissons ni dans quelle mesure elles coïncident, ni de quelle manière elles agissent indépendamment [Umberger2007]. Dans la même idée, Sergei Aleshinsky écrit : « Bien que l'énergie mécanique totale puisse être déterminée par la somme des énergies interne et externe, le même constat avec le *travail interne* et *travail externe* n'est pas correct : la dépense d'énergie mécanique totale n'est pas égale à la somme de ces travaux » [Aleshinsky1986]. Une meilleure approche dynamique, mais plus complexe, consiste à calculer les moments articulaires des membres inférieurs.

1.1.4.3 Forces et Moments articulaires

Les vecteurs forces dérivés de la force de réaction du sol permettent d'étudier les forces extérieures responsables du mouvement des articulations. Comme nous l'avons vu dans le sous-paragraphe 1.1.2.3.1, le calcul des forces et moments articulaires combine les données de la PFF à celles de la cinématique. L'énergie mécanique du mouvement peut alors être évaluée à partir de la puissance articulaire. Pour une articulation donnée, la puissance est le produit du moment articulaire (M_a) et de la vitesse angulaire (ω_a) soit

$$P_a = M_a \cdot \omega_a. \quad (1.16)$$

La puissance, exprimée en Watts (W), représente la dérivée du travail par le temps. Elle correspond en fait au taux d'énergie développée au niveau de l'articulation. Ce calcul des puissances articulaires a été utilisé pour étudier la marche dans le plan sagittal seul [Elftman1939a, Elftman1939b, Bresler1950, Winter1976, Olney1991] puis dans les trois dimensions de l'espace [Aleshinsky1978, Apkarian1989, Kadaba1989, Cheze1994, Eng1995, Chen2008].

Les moments et les puissances articulaires estiment non seulement le flux énergétique aux articulations, mais ils indiquent en plus si les forces résistent au mouvement ou si elles le produisent. Autrement dit, une contraction concentrique (raccourcissement du muscle) est repérée grâce à une puissance positive. Au contraire, une puissance négative reflète une contraction excentrique (allongement du muscle).

Cependant, la puissance est le résultat des résistances articulaires, des transferts d'énergie entre les segments et des co-contractions musculaires. Or, le travail articulaire globalise cette activité. Il sous-estime par exemple le travail positif des muscles agonistes comme le travail négatif des antagonistes. Afin d'isoler la contribution énergétique de chaque muscle, les travaux de recherche s'orientent vers des analyses du système musculo-squelettique de plus en plus fines ; notamment par le biais de simulation [Zajac2002, Zajac2003, Thelen2006, Delp2007]. Une autre limite du calcul des moments articulaires réside dans son erreur cumulative. Une erreur de mesure sur un segment se répercute sur tous les résultats des segments suivants. Dans le calcul de dynamique inverse par exemple, la précision du calcul au niveau de la hanche dépend des forces et moments du genou et de la cheville. Bien que David Winter estime que les puissances articulaires soient les informations les plus discriminantes de l'évaluation énergétique de la marche pathologique [Winter1990], d'autres auteurs suggèrent la prudence dans l'interprétation de ces résultats au risque de s'exposer à des erreurs de jugement [McGibbon1998].

Dans le cadre de l'analyse de la marche, ces approches dynamiques, liées au CoM ou aux moments articulaires, sont dépendantes de l'utilisation de la PFF. L'équipement est limitant et n'autorise l'étude que d'un faible nombre de cycles de marche. Une méthode cinématique peut apparaître plus adéquate pour quantifier l'énergie dépensée lors d'un examen de routine de la marche.

1.1.4.4 Approche cinématique

Dans cette approche, l'énergie mécanique du mouvement est d'abord évaluée en calculant les variations des énergies cinétique et potentielle de chacun des segments [Fenn1930b, Ralston1969, Winter1976]. Selon qu'elles sont positives ou négatives, les valeurs obtenues à chaque instant correspondent à des travaux efficaces ou résistifs. La seconde étape consiste à sommer ces composantes pour obtenir le travail mécanique cumulé pendant un intervalle de temps donné. Or, l'énergie mécanique est un flux continu dans et entre les segments [Winter1990]. Lors d'un cycle de marche, la loi de conservation énergétique s'applique au corps humain. Le travail efficace compense le travail résistif et la somme des travaux conduit théoriquement à une valeur nulle. Le travail efficace comme le travail résistif engendrent pourtant une dépense énergétique métabolique.

Dans ces conditions, la solution avancée dans la littérature est de calculer un pseudo-travail mécanique. Sachant que le corps humain est modélisé en un système de n segments rigides articulés, trois démarches sont proposées [Pierrynowski1980] :

- Dans la première, le pseudo-travail mécanique est calculé, entre les instants t de 1 à T , en sommant les valeurs absolues des variations des composantes énergétiques de chacun des segments [Norman1976]. Il s'écrit

$$W_n = \sum_{t=1}^T \sum_{s=1}^n (|\Delta EP_s|_t + |\Delta EC_T|_t + |\Delta EC_R|_t) \quad (1.17)$$

avec ΔEP_s , ΔEC_T et ΔEC_R les variations respectives des énergies segmentaires potentielle, cinétique de translation et cinétique de rotation (cf. Éq. 1.5 et 1.6). Cette solution suppose qu'il n'y ait aucun transfert d'énergie dans et entre les segments. Elle surestime donc le travail mécanique réellement effectué.

- La deuxième solution est intermédiaire. Elle prend en compte les transferts d'énergies à l'intérieur des segments mais pas entre les segments [Pierrynowski1980]. Dans ce cas, le pseudo-travail est donné par l'équation

$$W_p = \sum_{t=1}^T \sum_{s=1}^n |\Delta E_s| \quad (1.18)$$

où ΔE_s est la variation de toutes les composantes énergétiques dans un des segments du corps (cf. Éq. 1.10).

- Enfin, la troisième solution est la seule à refléter les travaux efficaces et résistifs et les transferts entre les segments [Winter1979]. Afin d'y parvenir, la somme des variations des composantes énergétiques de chaque segment tient compte de la conservation d'énergie dans les segments. Et, la somme des variations des énergies segmentaires exprime les transferts d'énergies entre les segments adjacents. Le travail mécanique total du corps humain est calculé par l'expression

$$W_{\text{tot}} = \sum_{t=1}^T \left| \sum_{s=1}^n \Delta E_s \right|. \quad (1.19)$$

Le calcul du travail mécanique de chaque segment ne présente aucune difficulté ; il est directement issu du théorème de l'énergie cinétique. Le travail mécanique total obtenu est plus problématique [Aleshinsky1986]. Effectivement, dans la manière de considérer ou non les transformations d'énergies à l'intérieur des segments et les transferts entre les segments, l'interprétation des calculs paraît plus ambiguë. De ce fait, plusieurs démarches existent et les résultats s'avèrent modèle-dépendants [Pierrynowski1980, Belli1993].

Le W_{tot} semble en fait le plus réaliste. Il paraît judicieux de tenir compte du travail efficace comme résistif, des transferts d'énergies dans et entre les segments et de toutes les composantes énergétiques, potentielle et cinétique [Pierrynowski1980]. Toutefois, le travail efficace et résistif ont tous deux un coût métabolique, probablement avec des rendements différents. Ce calcul semble refléter une sous-estimation du travail musculaire réel du corps humain [Winter1990]. Malgré cela, cette approche cinématique des énergies segmentaires est couramment employée dans l'analyse de la marche et notamment dans le domaine clinique [Mansour1982, Olney1986, Holt1991, Laursen2000, Chen2005] où elle reste un très bon moyen d'estimer la dépense énergétique du sujet.



Toutes les approches présentées comportent deux limitations majeures dans l'estimation du travail mécanique. La première réside dans l'impossibilité de faire apparaître le rôle des co-contractions. À l'avenir, il est probable que ce problème soit résolu par l'apport des connaissances du domaine musculo-squelettique. La seconde pourrait être plus difficile à outrepasser ; elle réside dans le fait que toutes ces méthodes se basent sur le mouvement des segments corporels. Or, si le sujet est immobile, aucun déplacement n'est mesuré. Et, par définition, le travail mécanique est nul, même si le sujet porte une charge lourde ! Autrement dit, le calcul du travail mécanique ignore complètement les contractions isométriques. Pourtant, une dépense énergétique existe bel et bien. Se pose alors la question du rapport entre l'énergie mécanique estimée et l'énergie métabolique réellement dépensée.

1.1.4.5 Énergie mécanique et énergie métabolique

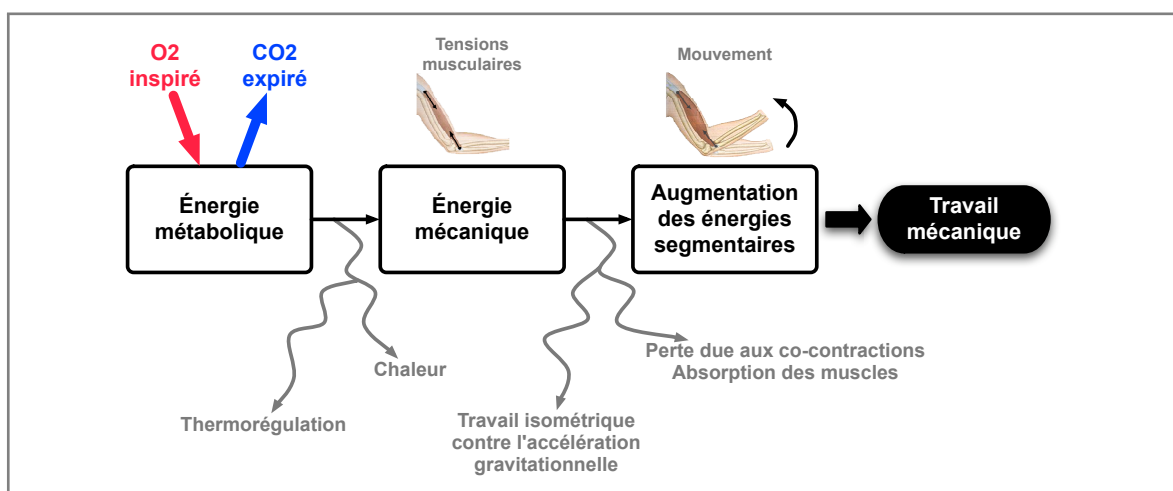


Fig. 1.9 - De l'énergie métabolique au travail mécanique lié au mouvement d'après Winter [Winter1990].

Le coût d'énergie métabolique, au sens de la physiologie et de la biochimie, est à l'origine des travaux mécaniques effectués par les muscles. Comme le décrit David Winter dans l'ouvrage *Biomechanics and Control of Human Movement* [Winter1990], le mouvement est l'aboutissement des transformations complexes allant de l'énergie des cellules humaines à la production du travail mécanique (Fig. 1.9). Il apparaît clair que l'énergie mécanique ne donne pas accès à la dépense énergétique réelle du corps humain. Diverses études ont tout de même été menées afin d'établir le rapport entre le travail mécanique calculé et l'énergie métabolique mesurée à partir de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$).

Tout d'abord, en 1983, Burdett, Skrinar et Simon sont les premiers à avoir confronté les trois approches de calcul du travail mécanique total (cf. paragraphes 1.1.4.2, 1.1.4.3 et 1.1.4.4) avec la consommation d'énergie métabolique [Burdett1983]. Quelle que soit la méthode, le travail mécanique est corrélé avec la vitesse de marche ($r^2 > 0,67$). Une assez bonne corrélation est également établie avec la $\dot{V}O_2$ ($r^2 > 0,62$). Lorsqu'il est exprimé par distance parcourue, le W_{ext} semble le seul à être corrélé avec la $\dot{V}O_2$. Notons tout de même que les auteurs fondent cette affirmation sur un coefficient de corrélation r égal à 0,54, soit un coefficient r^2 égal à 0,29.

Il s'avère qu'il existe également une forte corrélation ($r^2 = 0,91$) entre l'amplitude de l'énergie verticale du sacrum ($\simeq EP$) et la consommation d'énergie métabolique [Kerrigan1995]. Les résultats de Mc Dowell, Cosgrove et Baker en 2002 sont plus nuancés puisqu'ils retrouvent une relation plus faible avec l'excursion du CoM ($r^2 = 0,60$) [McDowell2002]. Dans cette même étude, les auteurs comparent en fait trois modèles : l'excursion du CoM, le W_{ext} du CoM et un modèle basé sur les énergies segmentaires W_{tot} . Aucune relation significative n'est obtenue entre les deux derniers modèles et la $\dot{V}O_2$. Par contre, si ces modèles ne sont pas corrélés avec le coût énergétique de la marche, ils permettent de différencier significativement les niveaux de pathologies [McDowell2002].

Par ailleurs, par une simulation dynamique du système musculo-squelettique, Neptune, Zajac et Kautz ont montré que le travail musculaire ne pouvait être estimé par le biais du W_{ext} [Neptune2004]. De leur côté, Frost et coauteurs considèrent que le travail mécanique, déterminé par les énergies segmentaires, est bien corrélé avec la $\dot{V}O_2$ de l'individu [Frost1997]. Cependant, ce type de relation n'est pas vérifié lorsque le travail mécanique est étudié en fonction de l'âge, ce paramètre n'ayant effectivement pas permis de différencier les groupes constitués par tranche d'âge. Si le travail mécanique n'est pas discriminant pour les âges, il semble l'être pour les pathologies. En effet, en 1999, la même équipe montre que le W_{tot} est un bon moyen d'estimer l'élévation du coût énergétique chez des enfants infirmes moteur cérébral (IMC) [Unnithan1999]. Le travail mécanique total a aussi été confronté à la consommation d'énergie métabolique pour étudier les différents modes de locomotion [Martin1993, Minetti1993, Beaupied2003]. D'un côté, il ne semble expliquer qu'une faible part des différences individuelles [Martin1993]. D'un autre côté, il permet d'étudier précisément l'énergétique de la marche en fonction de la pente [Minetti1993] et la transition marche-course [Beaupied2003]. Minetti et ses collaborateurs, en comparant le travail mécanique et le coût métabolique, estiment que le travail mécanique est le paramètre principal du coût métabolique de la marche en pente.

De manière générale, le mouvement des segments corporels résulte des actions musculaires. Le travail mécanique des modèles segmentaires devrait donc être directement lié à la dépense énergétique. L'absence de ce lien entre les modèles segmentaires et la dépense énergétique soulève des interrogations. Une des difficultés réside dans la méconnaissance des rendements entre les énergies dépensées et les travaux constatés. Mais, l'hypothèse d'une relation linéaire entre le travail mécanique et la consommation d'énergie métabolique peut aussi être remise en cause.



Finalement, quelle que soit l'approche – analyse du COM à partir de la PFF, puissances articulaires ou analyse cinématique des énergies segmentaires – le calcul du travail mécanique total n'aboutit pas à la dépense énergétique totale. Néanmoins, il permet vraisemblablement de déterminer et de souligner les caractéristiques d'un mouvement tel que la marche. La méthode utilisée semble jouer un rôle dans la relation entre les deux grandeurs mécanique et métabolique [Pierrynowski1980, Burdett1983, Martin1993, Frost1997, Unnithan1999, McDowell2002]. Il apparaît judicieux de s'orienter vers des calculs qui prennent en compte les transferts d'énergie dans et entre les segments. Le W_{tot} et les moments articulaires paraissent effectivement les plus proches du travail réellement effectué par le corps humain. Comme nous l'avons déjà évoqué, les effets des énergies élastiques, de la co-activation des muscles antagonistes ou encore des contractions isométriques ne sont pas reflétés. Le calcul du travail mécanique aboutit donc à une sous-estimation du coût métabolique. Malgré tout, le W_{tot} est un moyen efficace pour explorer l'efficacité de la marche pathologique [McDowell2002]. En outre, le travail mécanique n'est pas sujet aux facteurs physiologiques (anxiété, chaleur, etc.) susceptibles de perturber le coût métabolique. C'est donc un paramètre robuste pour effectuer des comparaisons pré- et post-traitement objectives dans le domaine biomédical [Sutherland2005].



Dans cette première section, nous venons de passer en revue les principaux instruments de l'analyse de la marche. Les outils de la biomécanique moderne ont, pour ainsi dire, tous été développés entre le milieu du dix-neuvième et le début du vingtième siècle. Les outils fiables et précis dont nous disposons actuellement sont une condition préalable pour analyser la marche et, par extension, distinguer la marche normale de la marche pathologique.

Toutefois, même si les moyens et les techniques utilisés sont aujourd'hui bien maîtrisés, des questions demeurent. Dans le cadre de l'analyse de la marche sur tapis roulant notamment, nous pourrions nous interroger sur la nécessité d'adapter ou de développer des outils spécifiques à l'analyse de la marche.

Avant cela, la suite de ce chapitre s'intéresse aux caractéristiques de la marche normale et pathologique en s'appuyant sur les connaissances acquises grâce aux outils présentés auparavant.

1.2 Impact d'une pathologie sur la marche normale

Tout au long de cette section, la marche pathologique est définie en référence à la marche normale. En effet, l'analyse et la compréhension de la marche normale sont des pré-requis essentiels à l'étude de la marche pathologique. Mais, avant d'aborder ses caractéristiques, comment ce mouvement est-il défini ?

La marche humaine est une locomotion [cyclique] qui met alternativement les deux jambes en jeu avec en permanence au moins un pied en contact avec le sol, afin d'assurer le soutien et la propulsion du corps.

Michael Whittle, 1991

D'autres définitions de la marche existent. Cela dit, celle-ci permet de souligner ses principales fonctions et de dissocier la marche des autres locomotions comme la course.

Au sein même de la marche, une grande variabilité existe. Il ne fait aucun doute qu'entre l'adolescent dans le couloir de son lycée et l'homme d'affaires place de la Défense à Paris, des différences de démarche apparaissent. Malgré tout, un pattern de marche normale est clairement identifiable. Une fois acquis, il est commun aux différentes morphologies, aux deux sexes et aux différentes tranches d'âge. Ce pattern de marche résulte d'une interaction complexe entre les éléments structurels et neuromusculaires du système locomoteur. Que ce soit le cerveau, la colonne vertébrale, les nerfs, les muscles, les os ou les articulations, l'atteinte de l'un de ces éléments, temporaire ou non, implique l'apparition d'une marche pathologique. Certaines modifications du pattern de marche sont facilement perceptibles à l'œil, d'autres requièrent des instruments de mesure.

En 1965, Ducroquet et coauteurs regrettent de ne pas disposer d'une analyse mathématique complète pour quantifier la marche. Les instruments présentés dans la section précédente (cf. section 1.1) et les travaux publiés depuis nous offrent cette opportunité. Dans cette section, la description de la marche normale a pour but l'analyse de la marche pathologique. Les sous-sections 1.2.1, 1.2.2 et 1.2.3 reprennent pour cela les différents champs de la biomécanique. Leur objet consiste à énoncer les principes régissant la marche normale, puis leurs atteintes potentielles lors de la survenue d'une pathologie.

1.2.1 Cinématique de la marche

Grâce à divers moyens allant de l'observation à la capture tridimensionnelle du mouvement, la marche est maintenant très bien décrite. Sa cinématique peut être subdivisée en deux catégories : les paramètres spatio-temporels et les angles articulaires.

1.2.1.1 Paramètres spatio-temporels

La marche est un mouvement cyclique dans lequel des événements facilement reconnaissables se répètent. Un pas est défini à chaque fois qu'une jambe se propulse vers l'avant. La succession d'un pas gauche et d'un pas droit constitue une foulée (Fig. 1.10).

Certains le disent autrement :

Mon pied droit est jaloux de mon pied gauche. Quand l'un avance, l'autre veut le dépasser. Et moi, comme un imbécile, je marche.

Raymond Devos

Dans l'absolu, la durée d'un cycle de marche représente l'intervalle de temps séparant les survenues successives de l'un des éléments répétitifs de la marche. Par convention, le cycle de marche commence par le contact initial d'un pied et se termine par le contact suivant du même pied, qui constitue lui-même le contact initial du cycle suivant (Fig. 1.10). Entre ces deux événements, différentes phases s'enchaînent pour engendrer le cycle de marche.

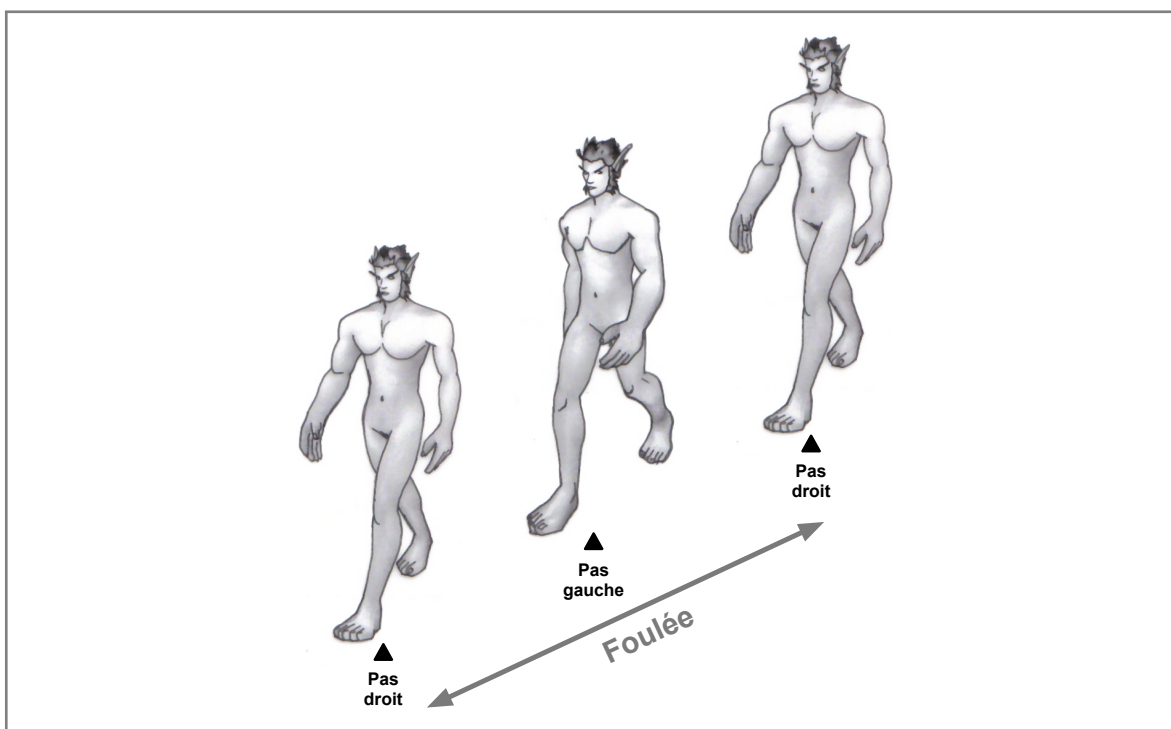


Fig. 1.10 - Illustration d'une foulée, ou cycle de marche, composée de deux pas successifs, un pas gauche et un pas droit.

1.2.1.1.1 Phases du cycle de marche

Les durées des différentes phases étudiées sont traditionnellement normalisées en pourcentage de la durée totale du cycle de marche.

De prime abord, le cycle de marche se divise en une phase d'appui, quand le pied est en contact avec le sol et une phase d'oscillation, quand la jambe, en l'air, se déplace vers l'avant (Fig. 1.11). Pour la marche normale, la phase d'appui d'un membre représente, en moyenne, 60 % du cycle contre 40 % pour la phase d'oscillation. Ces deux phases sont délimitées par l'apparition du décollement des orteils (60 %) et par les deux contacts d'un des talons définissant le début (0 %) et la fin du cycle (100 %).

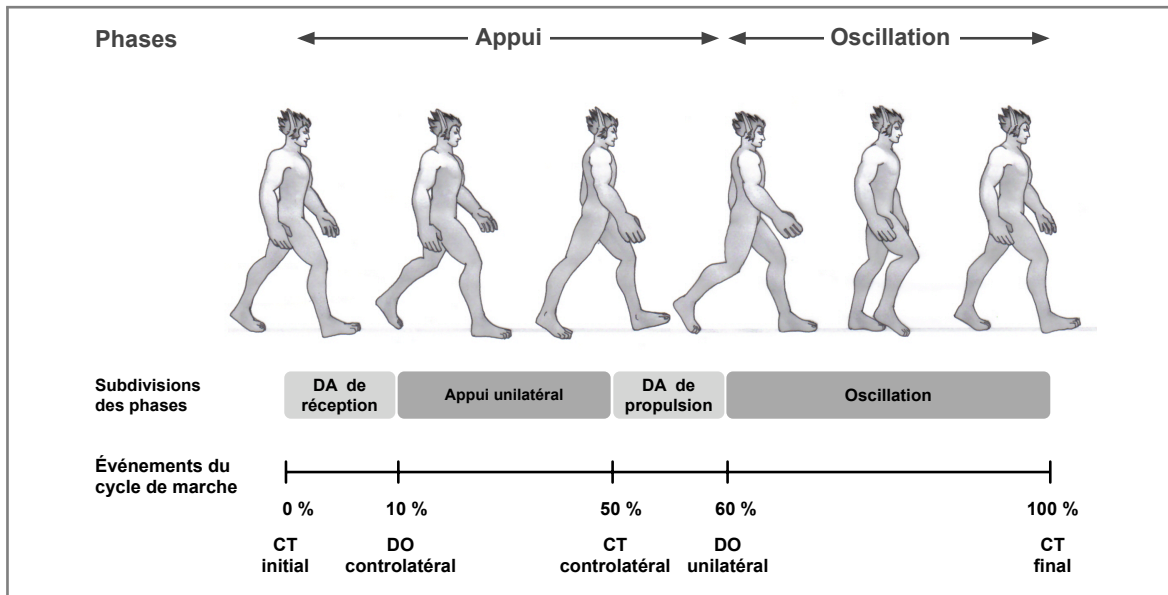


Fig. 1.11 - Illustration des différentes phases constituant le cycle de marche. DA : double appui ; CT : contact du talon ; DO : décollement des orteils.

Le décollement des orteils et le contact du pied controlatéral, c'est-à-dire du membre opposé, surviennent respectivement aux environs de 10 % et 50 % du cycle ; deux phases de double appui en découlent. Pendant environ 20 % du cycle (10 % chacune), les deux pieds sont simultanément en contact avec le sol. Cette phase de double appui est une spécificité de la marche. Elle va diminuer avec l'augmentation de la vitesse de déplacement et sa disparition correspond au passage de la marche à la course [Gage1990].

Dans le milieu clinique, les phases d'appui et d'oscillation sont généralement subdivisées. Plusieurs solutions ont été proposées dans la littérature [Ducroquet1965, Whittle1991, Perry1992]. Dans ce travail, afin d'allier simplicité et fonctionnalité, les contacts des talons (CT) et les décolllements des orteils (DO) sont repérés pour décomposer le cycle de marche en quatre phases :

- Le **double appui de réception** débute par le contact initial (0 %) et se termine par le décolllement des orteils controlatéraux (10 %). Au fur et à mesure que le pied se pose du côté du membre inférieur en réception, sa pression plantaire augmente. Pendant ce temps, le pied controlatéral décolle progressivement du sol et il va diriger et stabiliser le mouvement. En marche normale, l'attaque du pied s'effectue par le bord latéral du talon. Le pied effectue ensuite une pronation et se rabat par un roulement de la cheville (premier roulement), d'abord rapidement puis plus lentement. Une douleur au talon a tendance à escamoter ce premier roulement. Une paralysie des muscles de la loge antérieure, une hypertonie ou une rétraction du triceps sural génèrent un claquement de pied lorsque le rabattement du pied n'est pas retenu. Une affection au niveau de la cheville peut entraîner une attaque par la plante alors qu'une position en flexion plantaire engendre une attaque par la pointe.
- L'**appui unilatéral** représente environ 40 % du cycle de marche. Un seul des membres inférieurs est maintenant en appui, il équilibre et entraîne la progression du corps vers l'avant. Le pied en contact est d'abord en position plantigrade puis le talon décolle en fin de phase (45 %). La cheville effectue un deuxième roulement. Ce roulement permet de déplacer le tronc d'une position arrière à une position avant par rapport à l'appui. Certains auteurs divisent cette phase en deux temps, avant et après le passage à la verticale du pied [Whittle1991].

La durée de cette phase diminue en cas de douleur du membre en appui, de la faiblesse des groupes musculaires ou d'une démarche digitigrade. En contrepartie, la phase d'appui controlatéral sera plus longue. Pour limiter les contraintes exercées, le sujet incline la ceinture scapulaire du côté de l'appui, le bras controlatéral se déporte et le pelvis s'incline du côté oscillant. Une pathologie à la cheville va limiter l'avancée du tibia et le tronc a alors tendance à se pencher vers l'avant. Un genou instable entraîne un maintien du *recurvatum* et, si le genou ne fléchit pas ou peu, le sujet pivote autour du pied au sol en élevant le pelvis du côté oscillant.

- Le **double appui de propulsion**, entre le contact du talon controlatéral (50 %) et le décollement des orteils du pied en appui (60 %), les deux pieds sont de nouveau en contact avec le sol. Lors de cette phase, le troisième roulement de la cheville, la supination du pied et le pivotement autour des têtes métatarsiennes propulsent véritablement le marcheur en avant. La pression plantaire unilatérale diminue alors qu'elle augmente du côté du membre controlatéral ; la phase d'oscillation se prépare. Les principales causes de l'insuffisance de cette phase de propulsion sont une faiblesse, une paralysie du triceps sural et une atteinte du tendon d'Achille. Elle est aussi compromise par une déformation du pied, une douleur des têtes métatarsiennes ou même des chaussures mal adaptées. Le décollement du pied est prématuré et, par conséquent, la durée totale de la phase d'appui diminue. Une propulsion déficiente provoque finalement la diminution de la longueur de pas.
- La **phase d'oscillation** est la période durant laquelle le membre oscillant passe d'une position en arrière à une position en avant de l'appui controlatéral. Bien qu'elle soit parfois divisée en trois [Perry1992], cette phase se déroule globalement en deux parties : une accélération du membre oscillant, du décollement du pied jusqu'à ce que les deux pieds se croisent, suivie d'une phase de décélération où le membre oscillant ralentit pour préparer le prochain contact. Pour cela, le membre oscillant ne décolle que très légèrement, les orteils (1,29 cm) puis les talons (1 cm) frôlent la surface du sol [Winter1992]. Le pied se retrouve en position neutre et en légère supination. L'élévation du pied est essentiellement due à une flexion du genou alors que celle de la hanche entraîne le membre oscillant vers l'avant. La longueur de pas est dépendante de l'avancement du pied, or un obstacle imprévu ou une mauvaise position du pied entraîne immédiatement le contact du pied avec le sol. Le marcheur risque de trébucher et la longueur de pas diminue. De nombreux troubles affectent cette phase d'oscillation, une position anormale du pied, une ankylose du genou, la faiblesse ou encore la paralysie des ischio-jambiers ou du triceps sural. Ces pathologies empêchent le pied d'avancer correctement et risquent ainsi de diminuer considérablement la longueur de pas.

Un individu souffrant d'une pathologie s'efforce d'adopter un pattern de marche plus confortable. Ce sont donc tous les paramètres spatio-temporels qui sont susceptibles d'être modifiés. La vitesse de déplacement en est l'un des plus discriminants.

1.2.1.1.2 Vitesse de marche

Le pattern du cycle de marche est associé à deux facteurs prépondérants : la **longueur de pas** (L_{pas}) et la **fréquence de pas** (F_{pas}). Le premier, L_{pas} , représente la distance mesurée d'un appui unilatéral au suivant selon l'axe antéro-postérieur entre deux positions du même point anatomique du pied (cf. Fig. 1.10). Le second, F_{pas} , correspond au nombre de pas par unité de temps [Zatsiorsky1994]. Ce paramètre est souvent appelé cadence lorsque la fréquence de pas est exprimée en pas par minute. Les deux facteurs longueur et fréquence de pas sont liés par la relation $V_m = L_{pas} \cdot F_{pas}$ avec V_m la **vitesse de marche**.

En combinant ces deux facteurs, le marcheur adapte sa vitesse de déplacement en fonction de l'environnement et du contexte. Si, par exemple, l'individu souhaite augmenter sa vitesse, il accroît simultanément sa fréquence et sa longueur de pas [Grieve1966]. En outre, il s'avère que le ratio entre la longueur et la fréquence de pas constitue, pour un individu, un invariant de la marche (Fig. 1.12). Dans des conditions de laboratoire, ce ratio serait le même quelle que soit la vitesse adoptée. Ceci ne semble pas se vérifier totalement en milieu extérieur puisque le sujet choisirait un ratio spécifique lors de la marche lente [Terrier2003]. Du reste, ce ratio est en lien avec la détermination d'un pattern de marche optimal où la dépense énergétique par mètre parcouru serait minimale [Zarrugh1978, Holt1995, Umberger2007]. Pour une vitesse donnée, il existe donc une fréquence de pas pour laquelle la dépense énergétique métabolique [Zarrugh1978] et mécanique [Minetti1992] est minimale.

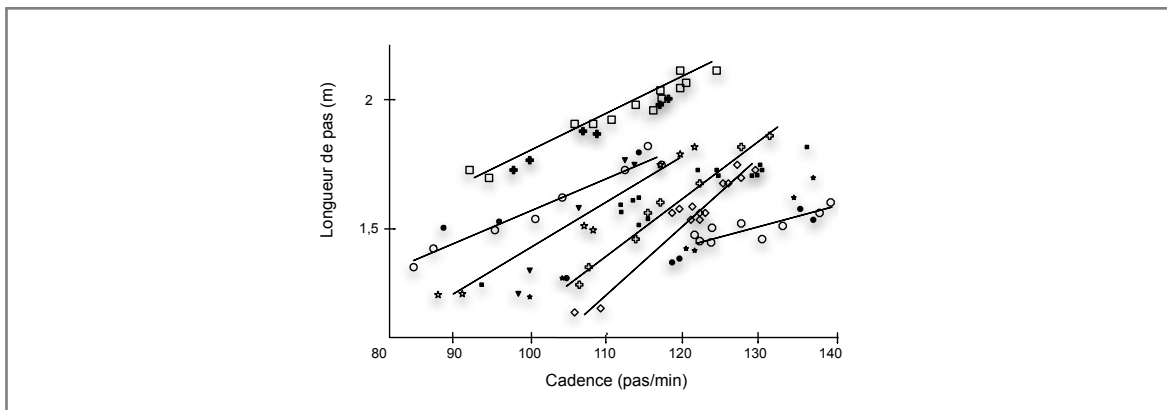


Fig. 1.12 - Ratios longueur de pas – cadence. Les données sont issues de caméra de vidéo-surveillance grâce à une méthode de détermination automatique. Chaque symbole représente un sujet à ses différentes vitesses [BenAbdelkader2002].

Ceci nous amène à la notion de **vitesse de confort**, appelée aussi vitesse naturelle ou encore vitesse préférée. De la même façon que précédemment, c'est un pattern de marche que le sujet choisit naturellement. La vitesse de confort se définit comme une vitesse optimale pour laquelle la dépense énergétique par mètre parcouru est minimale [Ralston1958]. Elle varie de manière interindividuelle mais aussi intra-individuelle. Le milieu, les circonstances, l'état d'esprit, l'état de fatigue ou encore une pathologie sont autant de raisons pour que le sujet adapte sa vitesse de confort.

La vitesse de marche semble cependant être un très bon indicateur de la capacité d'un individu à marcher. Il s'avère notamment comme le paramètre de marche le plus reproductible après la survenue d'une hémiplégié [Oken2008b]. De nombreuses études ont mesuré la vitesse de confort en marche normale en laboratoire [Murray1964, Öberg1993, Bohannon1997] comme en milieu extérieur [Finley1970, Waters1988]. Nous pouvons en déduire une fourchette assez large comprise entre $1,10$ et $1,60 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (L_{pas} : $0,6 - 0,8 \text{ m}$; cadence : $110 - 130 \text{ pas}\cdot\text{min}^{-1}$). Si on compare les femmes aux hommes, la vitesse de confort et la longueur de pas sont en moyenne plus faibles pour une fréquence plus élevée [Öberg1993, Zatsiorsky1994]. L'effet âge semble lui négligeable avant 62 ans [Himann1988]. Avec l'avancée en âge, les seniors cherchent à stabiliser et à sécuriser leur marche. La vitesse de confort va donc diminuer avec pour principale raison le raccourcissement de la longueur de pas. Le déclin de la marche avec l'âge s'accompagne généralement de l'apparition de certaines pathologies qui affectent elles-mêmes le pattern de marche. En fait, qu'elle soit due à une douleur, une pathologie, à l'avancée en âge ou à une combinaison de ces facteurs, la dégradation de la vitesse de marche se caractérise de manière analogue.

La combinaison de la vitesse de confort et des deux facteurs qui la composent, longueur et fréquence de pas, constituent un ensemble de paramètres des plus usuels et des plus discriminants de la marche. La moindre perturbation du système locomoteur entraîne une adaptation de cette triade. La principale, commune à la plupart des pathologies, consiste à raccourcir la longueur de la foulée [Elble1992]. Un sujet souffrant d'une pathologie ou gêne mineure parvient à compenser par une augmentation de la cadence ; la vitesse est alors maintenue. Au contraire, une pathologie sévère entraîne la chute de la longueur de la foulée qui ne peut plus être compensée par la cadence, elle-même diminuant à son tour (Tab. 1.1).

Tab. 1.1 - Interprétation clinique de la vitesse de marche, de la longueur de pas et de la cadence [Kirtley2006]. (N : normale, ↓ : diminution, ↑ : augmentation.)

Vitesse	L _{foulée}	Cadence	Interprétation
N	N	N	Marche normale
N	↓	↑	Marche compensée
↓	↓	↑	Marche compensée inadéquate
↓	↓	↓	Marche pathologique sévère

1.2.1.1.3 Atteintes et modes compensatoires

Les modifications de la vitesse de confort, de la longueur et de la fréquence de pas sont autant de signes révélant une atteinte de la marche. Comme nous l'avons vu, la marche pathologique se caractérise d'abord par le raccourcissement de la longueur de la foulée. Généralement, la diminution de la longueur de pas, unilatérale ou bilatérale, est due à un désordre de la phase de propulsion et/ou d'oscillation. Elle apparaît en raison d'une déficience, d'une paralysie, d'une position anormale du pied (Fig. 1.13) ou lorsque le marcheur recherche une stabilité ou encore qu'il adopte une démarche antalgique.

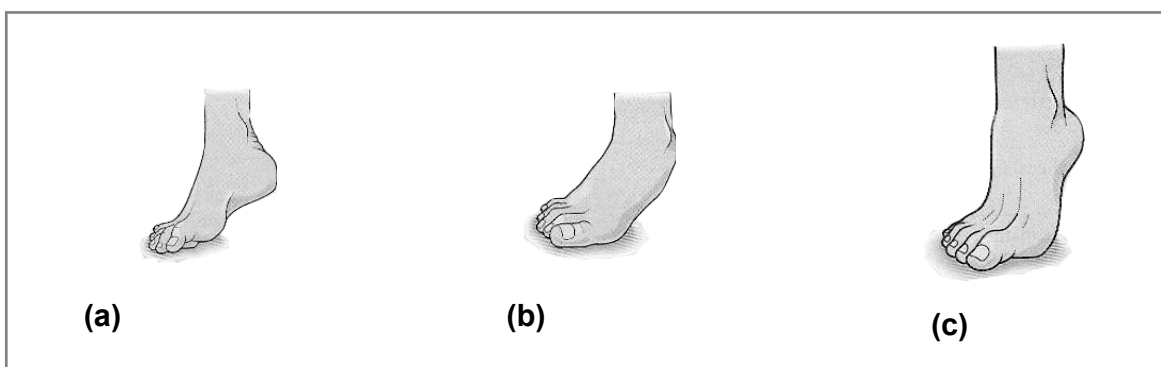


Fig. 1.13 - Exemples de positions anormales du pied responsables du raccourcissement du pas [Kirtley2006]. (a) Pied bot équin varus. (b) Pied bot équin valgus. (c) Pied bot équin.

En cas de raccourcissement de la longueur de pas, quatre méthodes compensatoires peuvent apparaître, seules ou combinées (Fig. 1.14) :

- Flexion importante du genou et de la hanche (steppage).
- Circumduction du membre inférieur oscillant (marche en fauchant).
- Élévation du pelvis côté oscillant (*hip-hiking* en anglais).
- Élévation du corps sur la pointe du pied en appui (*vaulting* en anglais).

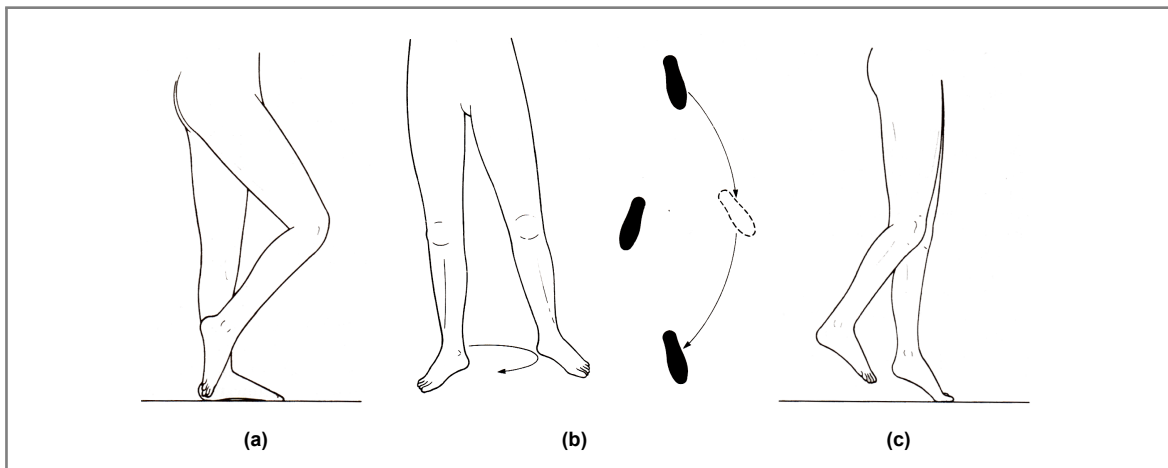


Fig. 1.14 - Méthodes de marche compensatoire au raccourcissement du pas [Whittle1991]. (a) Steppage. (b) Marche en fauchant. (c) *Hip-hiking* et *Vaulting*.

De plus, la variabilité de la marche normale d'un pas à l'autre (*step-to-step variability* en anglais) dépend de la fréquence de pas et de la vitesse de marche. Elle semble minimale à vitesse de confort. Or, la diminution de la longueur de pas semble fortement associée à l'augmentation de la variabilité de la fréquence de pas. Une quantité croissante de recherches suggère que la variabilité temporelle du pas est liée à l'atteinte de la marche [Richardson2008]. Le ratio $L_{\text{pas}}/F_{\text{pas}}$ a alors tendance à diminuer.

La variabilité temporelle du pas est aussi influencée par l'instabilité mécanique de la marche. Afin de s'équilibrer, un sujet souffrant d'une pathologie et les personnes âgées cherchent à diminuer la longueur de pas et à réduire la phase d'oscillation pour privilégier la phase de double appui. L'équilibre de la marche peut être favorisé par le port des chaussures puisqu'elles offrent une plus grande surface de contact comparée à la marche pieds nus. La base de sustentation, favorable à la stabilité de la marche, peut aussi être accrue par un élargissement du pas et par une ouverture de l'angle du pied vers l'extérieur.

Dans le milieu clinique, la quantification des paramètres spatio-temporels est largement reconnue dans l'évaluation de la marche pathologique. Leurs combinaisons et notamment la vitesse de marche sont une base solide dans l'étude globale des altérations de la marche [Andriacchi1977]. À un niveau plus local, la cinématique des segments du corps permet de compléter et d'affiner l'analyse de ce mouvement.

1.2.1.2 Angles articulaires

La description du mouvement des segments par rapport aux articulations revient à étudier les mouvements articulaires à l'origine de la marche. Les principales articulations mises en jeu sont le pelvis, la hanche, le genou et la cheville puisqu'un marcheur se propulse essentiellement à l'aide de ses membres inférieurs. En outre, une grande majorité de cette locomotion est observable dans le plan sagittal.

Les angles articulaires étant soumis à certaines conventions, avant d'en décrire et leur coordination et leur évolution au cours du temps, la Fig. 1.15 rappelle la signification des termes employés.

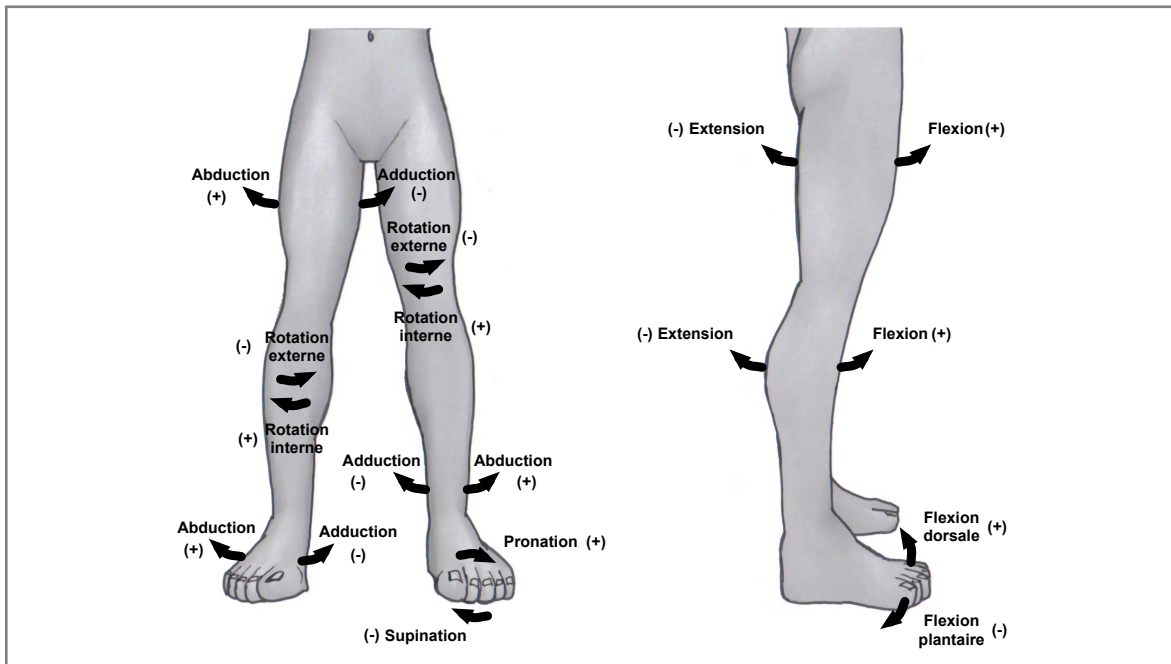


Fig. 1.15 - Convention des termes liés aux angles articulaires des membres inférieurs dans le plan frontal à gauche et dans le plan sagittal à droite. (+) : angle positif, (-) : angle négatif.

1.2.1.2.1 Évolution des angles

Le **pelvis** constitue la transition entre le haut du corps et les membres inférieurs. Son maintien favorise l'équilibre de la marche normale. Contrairement aux articulations sous-jacentes, son orientation varie très peu dans le plan sagittal ($< 5^\circ$). Même si elles demeurent faibles, les rotations les plus importantes se situent dans le plan transversal et le plan frontal.

Dans le premier, la rotation de la ceinture pelvienne (10°) s'oppose à celle de la ceinture scapulaire. Lorsque le membre inférieur gauche est en avant, le pelvis effectue une rotation externe (hémi-pelvis gauche en avant) alors que l'épaule droite passe en arrière et *vice versa*. Cette rotation apparaît très variable d'un individu à l'autre [Crosbie1997].

Dans le second plan, une inclinaison du pelvis (8°) s'oppose à celle de la ligne des épaules. Le pelvis s'abaisse du côté du membre oscillant. Un affaissement important témoigne d'une pathologie du membre portant : faiblesse des muscles abducteurs, luxation congénitale ou encore douleur à la hanche.

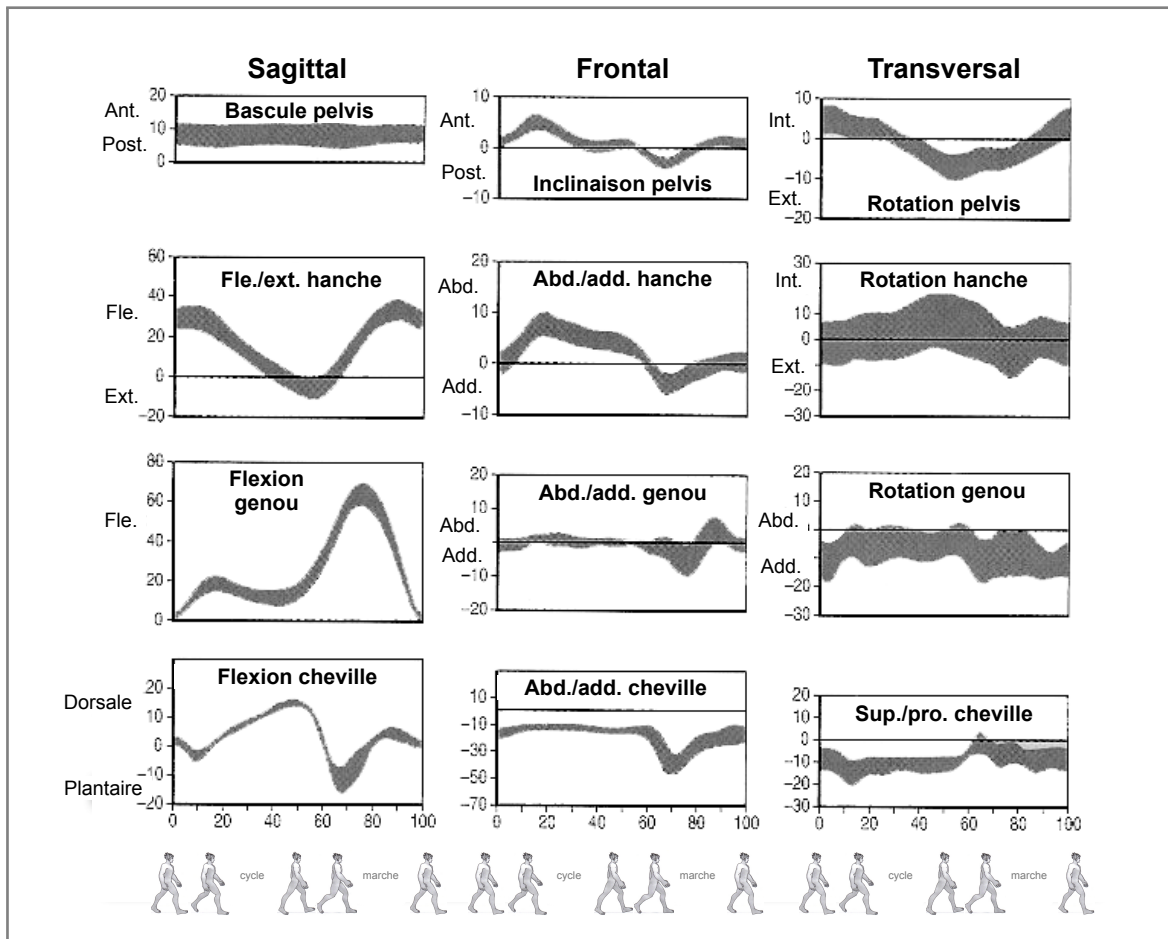


Fig. 1.16 - Évolution des angles au pelvis, à la hanche, au genou et à la cheville au cours d'un cycle de marche normale d'après Kirtley [Kirtley2006].

La **hanche** alterne une extension et une flexion par cycle de marche. Fléchie lors du contact initial, la hanche effectue une extension progressive lors de la phase d'appui. L'extension maximale (-10°) est atteinte en fin de propulsion et la hanche se fléchit de nouveau avant le décollage des orteils. La valeur pic de la flexion (45°) coïncide avec le passage du membre inférieur à la verticale de la phase oscillante.

Une ankylose ou une faiblesse des fléchisseurs de hanche empêche l'oscillation. Le défaut de flexion oblige le marcheur à pencher le tronc vers l'arrière et à compenser par une antéversion du pelvis. À l'inverse, un défaut d'extension contraint à pencher le tronc vers l'avant lors de la phase d'appui. Dans leur ouvrage, les Ducroquet parlent de marche en salutation [Ducroquet1965]. Une rotation anormale de la hanche, induite par exemple par un dysfonctionnement des rotateurs de hanche ou d'une mauvaise position du pied, se répercute sur tout le membre inférieur.

Le **genou** présente deux pics de flexion au cours du cycle de marche. Le contact initial s'effectue le membre inférieur tendu, l'angle du genou est proche de 0° . Puis, au début de la phase d'appui, une première flexion apparaît (20°). Elle diminue ensuite et le membre inférieur est de nouveau tendu jusqu'au décollage du talon. Le genou fléchit alors rapidement pour atteindre une flexion maximale de 70° au début de la phase d'oscillation. En fin d'oscillation, l'angle diminue une nouvelle fois afin de préparer le cycle suivant.

L'affectation du genou met en péril à la fois la phase de réception et celle d'oscillation. Pendant la phase d'appui, un genou maintenu en rectitude, voire en recurvatum, rend souvent compte d'une paralysie des muscles fléchisseurs ou d'une douleur du genou. Les phases de propulsion et d'oscillation sont alors perturbées par une flexion de genou insuffisante. L'ankylose du genou entraîne les modes compensatoires vus précédemment (cf. *Hip-hiking*, *vaulting*, marche en fauchant) ainsi que les phénomènes de lordose et de tronc en avant.

La **cheville** effectue trois roulements successifs (Fig. 1.17). Lors du contact initial, le talon touche le sol le premier avec le pied en position neutre (0°). Le premier roulement correspond à une flexion plantaire qui amène le pied à plat. La jambe avance alors progressivement jusqu'à ce que la cheville soit en flexion dorsale d'environ 10° à la fin du deuxième roulement. À partir du décolllement du talon, la propulsion est assurée par le troisième roulement, il se termine en flexion plantaire (-15°) au début de la phase d'oscillation. Une fois les orteils décollés, la cheville revient finalement en position neutre.

L'affectation du troisième roulement, par une flexion plantaire insuffisante, a pour effet l'anticipation de la phase d'oscillation. La phase d'appui est écourtée ce qui réduit la longueur du pas controlatéral. Si ce sont les flexions dorsales qui sont insuffisantes : d'une part le pied se rabat brutalement après le contact du talon, phénomène de claquement de pied mentionné précédemment, et d'autre part les orteils ne sont pas relevés et risquent de toucher le sol en phase d'oscillation. La menace du raccourcissement du pas est alors compensée par les quatre modes présentés auparavant.

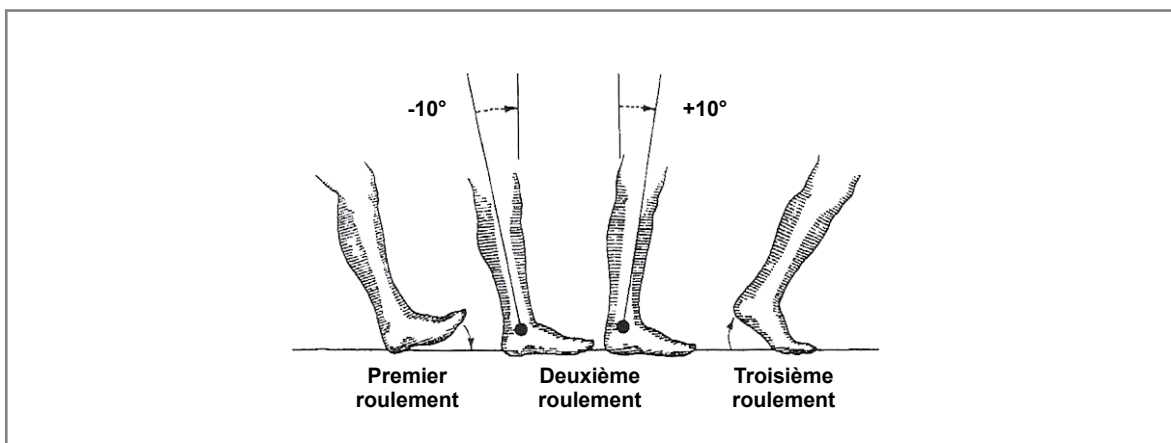


Fig. 1.17 - Illustration des trois roulements de la cheville de la marche normale [Gage1990].

Décrits un à un, les angles articulaires offrent la possibilité de localiser les pathologies. Un autre moyen consiste à observer la coordination de l'ensemble de ces évolutions segmentaires.

1.2.1.2.2 Coordination

Le contrôle de la locomotion est régi par un système complexe. Cependant, des équipes spécialisées dans la neuroscience ont supposé qu'il régnait une coordination spécifique à la marche. En étudiant l'élévation des angles segmentaires par rapport à la verticale, Borghese, Bianchi et Lacquaniti ont été les premiers à mettre en évidence l'existence d'une covariance plane des angles de la cuisse, de la jambe et du pied au cours du cycle de marche [Borghese1996]. Le plan de covariance correspond à l'évolution de ces angles d'élévation segmentaire dans l'espace 3D défini par ces trois angles (Fig. 1.18).

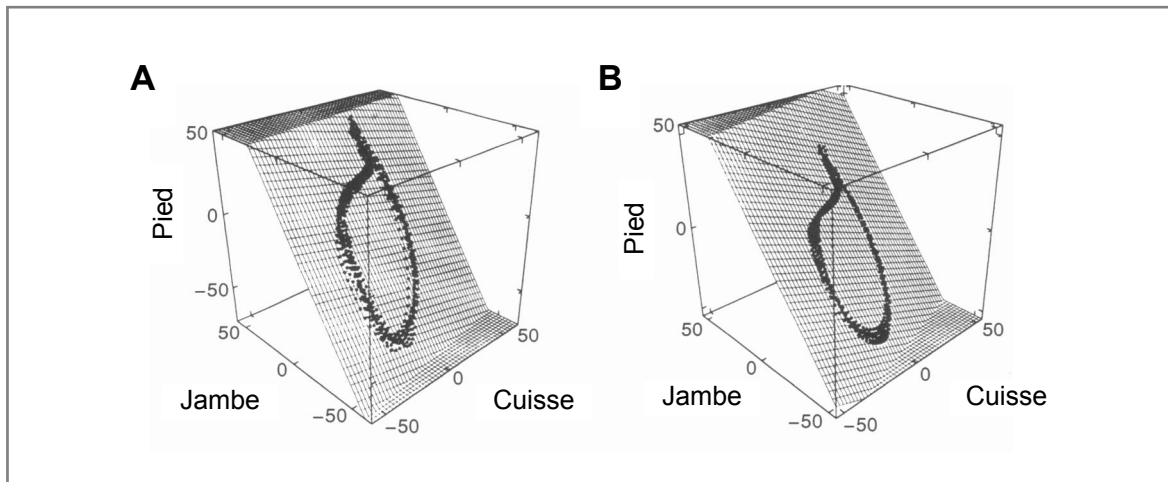


Fig. 1.18 - Plan de covariance de deux sujets (A et B) à leur vitesse de confort [Borghese1996].

Ce pattern cinématique s'avère être un invariant de la marche du sujet. Le plan de covariance se retrouve quelle que soit la vitesse de marche et seule son orientation est modifiée. D'après Bianchi et ses collaborateurs, cette orientation du plan serait un paramètre de prédiction efficace de la consommation d'énergie mécanique du sujet [Bianchi1998]. Il serait adopté par le système nerveux afin de minimiser la consommation d'énergie. De plus, le plan de covariance a été observé chez des enfants [Cheron2001], pour la marche de sujets atteints de la maladie de Parkinson [Grasso1999], avec des plans comparables à ceux des sujets lorsque le ganglion subissait des stimulations électriques, ou encore pour la marche en arrière [Grasso1998].

Si aujourd'hui aucune recherche ne remet en cause l'existence de ce pattern cinématique lors de la locomotion, deux écoles s'affrontent dans son interprétation.

D'une part, le plan de covariance serait directement issu du contrôle moteur par le système nerveux central [Lacquaniti1999, Ivanenko2007]. Les auteurs parlent de lois de coordination segmentaire, communes au contrôle de la posture et de la locomotion, du mouvement du bras [Soechting1986] et cette covariance serait aussi présente chez certains animaux [Lacquaniti1994b, Lacquaniti1994a].

D'autre part, Hicheur, Terekhov et Berthoz estiment que le plan de covariance ne reflète pas une activité centrale comme précédemment, mais plutôt une pure propriété biomécanique [Hicheur2006]. Ces auteurs semblent démontrer que la coordination ou pattern segmentaire proviendrait d'une forte corrélation entre les angles d'élévation du pied et de la cheville avec l'angle de la cuisse.

Bien qu'il existe encore des interrogations liées à ce plan de covariance, il peut constituer un outil pertinent dans l'étude de la marche pathologique. Il apporte un point de vue global et pourrait être discriminant entre les différents modes de marche.

Afin d'approfondir l'analyse descriptive de la marche, il est nécessaire d'en connaître les forces et les actionneurs. L'objectif n'est pas ici de faire un bilan exhaustif de la dynamique de la marche, mais uniquement d'apporter les éléments nécessaires à la compréhension de la marche pathologique.

1.2.2 Dynamique de la marche

La dynamique de la marche est envisagée en deux volets. Le premier, global, s'intéresse aux forces extérieures engendrées. Le second est plus local puisqu'il concerne les actionneurs du corps humain c'est-à-dire les muscles. D'un côté, les forces résultantes de la locomotion sont étudiées à l'aide d'une PFF ou des capteurs de pression. De l'autre côté, l'EMG, seul ou couplé à la PFF, permet d'approcher les forces internes responsables du mouvement.

1.2.2.1 Force de réaction du sol et pressions plantaires

La **force de réaction du sol** est un vecteur se décomposant selon les trois axes vertical, antéro-postérieur et média-latéral.

La composante verticale de la force de réaction du sol évolue en forme de M au cours du cycle de marche (Fig. 1.19). Lors du double appui de réception, en même temps que l'appui est transféré, la force augmente rapidement. Elle atteint une norme supérieure au poids du corps au début de la phase unilatérale. Puis, la valeur diminue avant de remonter à un niveau supérieur au poids du corps en fin de phase. Cette période d'allégement survient notamment grâce au mouvement des membres oscillants. Finalement, le double appui de réception voit la force décroître rapidement alors que le poids bascule sur le membre controlatéral. En phase d'oscillation, la force de réaction du sol est nulle puisque le pied n'est pas en contact avec le sol.

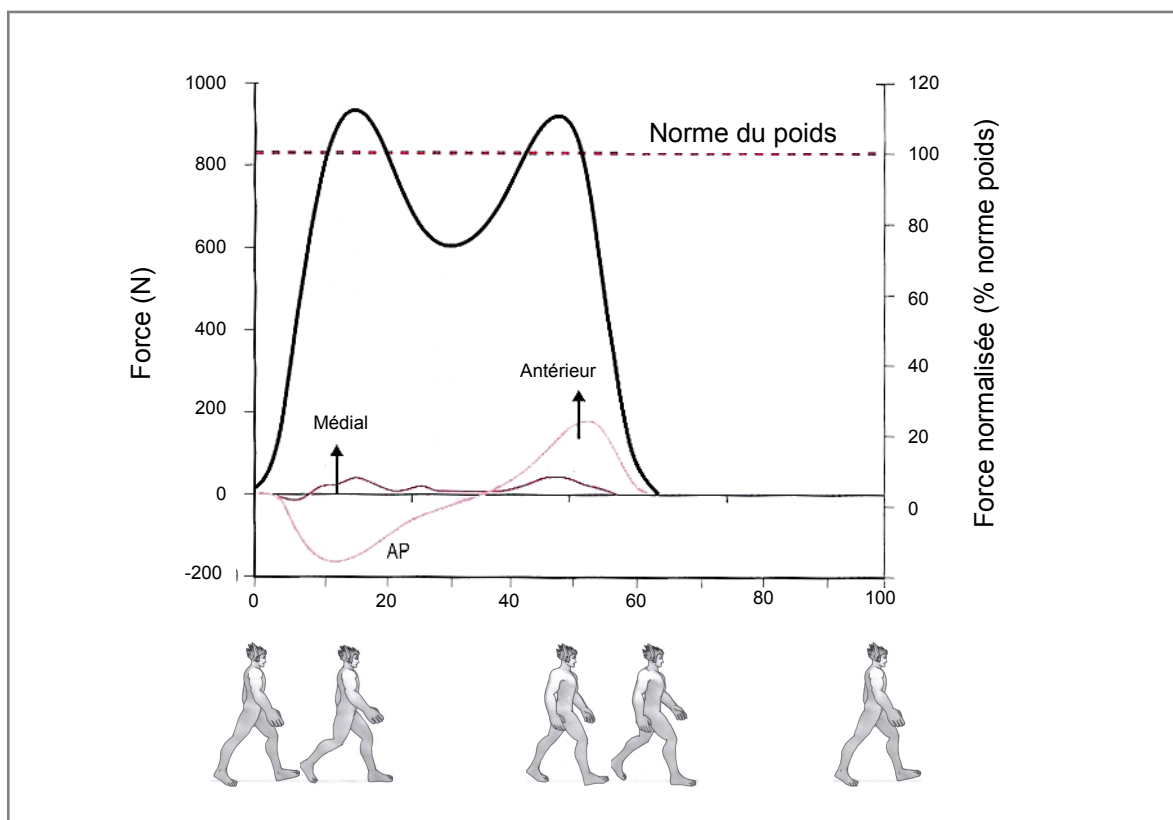


Fig. 1.19 - Force de réaction du sol selon les trois axes antéro-postérieur (gris), média-latéral (gris clair) et vertical (noir) lors d'un cycle de marche normal d'après Kirtley [Kirtley2006].

Les deux composantes horizontales sont plus faibles, elles représentent les frottements du pied avec le sol (Fig. 1.19). La composante antéro-postérieure est positive lorsqu'elle est orientée dans le sens de la marche. Cette composante se révèle négative dans la première moitié de l'appui, elle freine, tandis qu'elle est positive dans la seconde, elle propulse. La composante média-latérale est brièvement latérale lors du double appui de réception, mais elle est médiale pendant tout le reste de la phase d'appui.

Le **centre de pression** ou CoP étant le point d'application de la force de réaction du sol, l'étude de son trajet est en réalité une approximation puisque cette force est la résultante d'une action répartie sur l'ensemble de la surface de contact. Les systèmes de mesure des pressions plantaires offrent peut-être une information plus proche de la réalité. Le rôle du pied lors de l'appui au sol est évalué à l'aide de zones d'appuis plantaires et non plus d'un point unique. Lors du contact du talon, les pressions plantaires se répartissent plutôt sur l'extérieur du talon, elles progressent ensuite sur le bord externe du pied, se propagent vers toutes les têtes métatarsiennes pour aboutir finalement sur la phalange distale de l'orteil I (*hallux* en anglais). Le CoP d'un seul pied se déplace donc en marche normale du bord externe du talon lors du contact du talon jusqu'à la phalange distale de l'orteil I (Fig. 1.20).

En ce qui concerne l'application clinique, les mesures de la force de réaction du sol sont très sensibles à la survenue d'une pathologie. Cependant, hormis les pressions plantaires qui fournissent une analyse précieuse dans le domaine de la podologie, la PFF est essentiellement utilisée dans l'étude de l'équilibre et de la posture. Sa mise en place pour analyser la marche en routine est difficile et la force de réaction du sol ne fournit qu'une information globale. En définitive, les données de la PFF sont souvent couplées à celles de la cinématique afin d'estimer les activités musculaires grâce au calcul des moments articulaires.

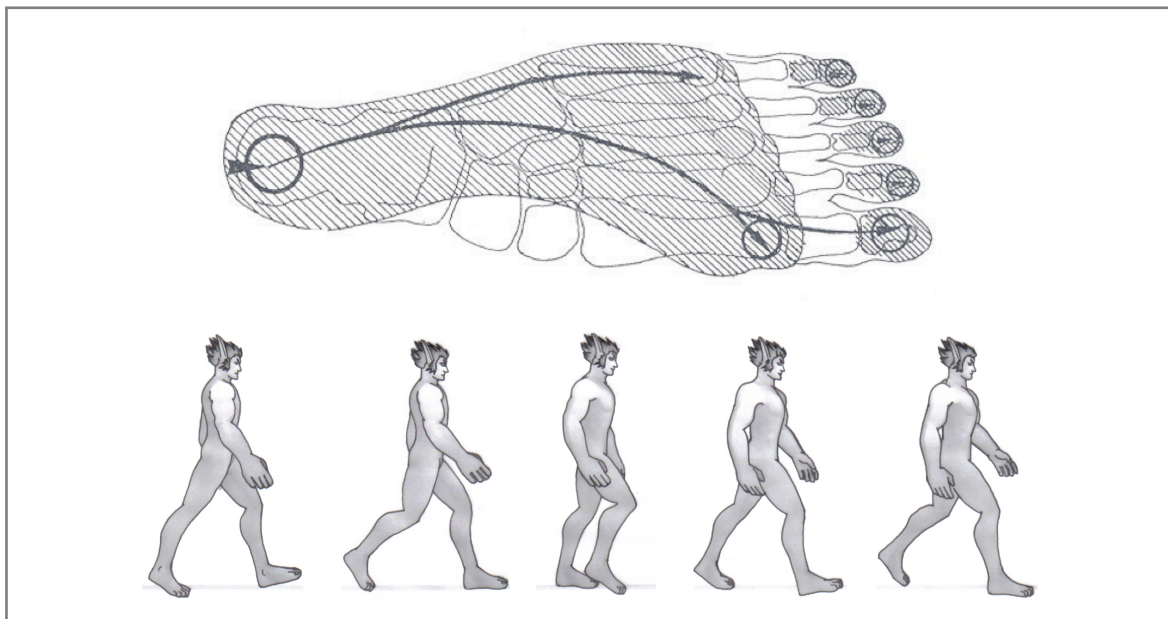


Fig. 1.20 - Illustration du trajet du centre de pression du pied gauche lors de la phase d'appui d'un cycle de marche normale.

1.2.2.2 Activation musculaire et moments articulaires

L'étude du rôle de chacun des muscles au cours de la marche résulte de la combinaison de l'EMG et des moments articulaires. L'EMG fournit les activations musculaires dans le temps (Fig. 1.21). Les moments mesurent l'implication des muscles dans le mouvement. L'objet de ce paragraphe découle de l'ensemble de ces résultats, il décrit le rôle des principaux muscles de la marche.

Les **fléchisseurs de la hanche** sont très actifs entre la propulsion et le début de la phase d'oscillation, les anglophones appellent cette phase *pull-off*. La contraction concentrique de l'ilio-psoas est déterminante pour élever le pied et accélérer la cuisse vers l'avant. Les **extenseurs de la hanche**, grand fessier, semi-membraneux, semi-tendineux et biceps fémoral, se contractent dès la fin de la phase d'oscillation et demeurent actifs pendant presque toute la phase de double appui de réception.

Une faiblesse ou une paralysie de ces muscles perturbe la phase d'oscillation. L'élévation du membre inférieur est limitée et la longueur de pas risque d'être réduite.

Les **abducteurs de la hanche** stabilisent le pelvis dans le plan frontal. Le petit et le moyen fessier sont actifs dès la fin de la phase d'oscillation et jusqu'au contact du talon controlatéral. Ils limitent respectivement l'inclinaison et la rotation du pelvis. Le tenseur du fascia lata s'ajoute à eux pour stabiliser le pelvis, il restreint aussi le déplacement latéral du genou.

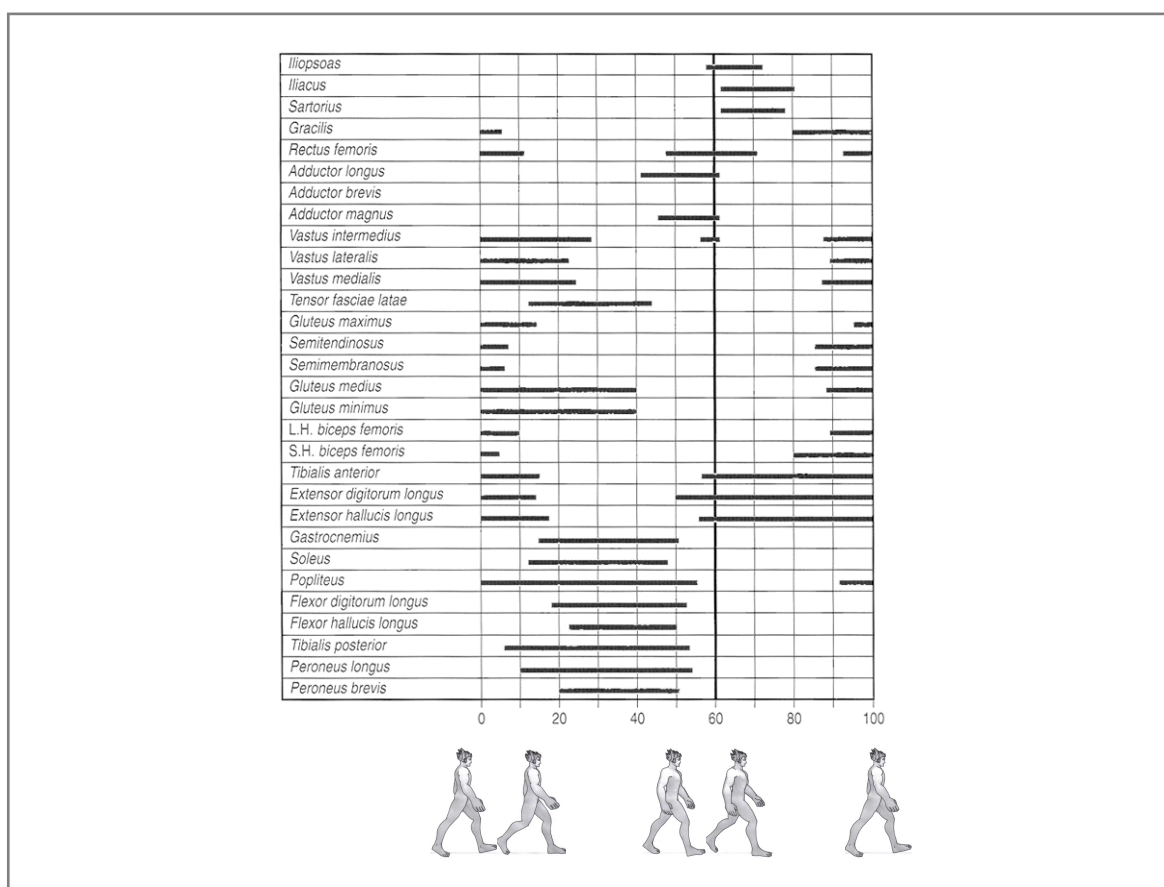


Fig. 1.21 - Activation temporelle des muscles des membres inférieurs lors de la marche normale d'après Kirtley [Kirtley2006].

Les **adducteurs de la hanche**, notamment le long adducteur, viennent à leur tour stabiliser le pelvis. Ils se contractent en fin de phase d'appui et au début de la phase d'oscillation. Ils assistent aussi les fléchisseurs de la hanche pour accélérer la cuisse.

La faiblesse ou la paralysie des muscles abducteurs entraîne l'affaissement du pelvis du côté du membre oscillant (marche/signe de Duchenne ou de Trendelenburg, Fig. 1.22). En 1867, Guillaume Duchenne décrit ainsi le déficit :

Le trouble fonctionnel qui m'a le plus frappé chez les individus dont le moyen et le petit fessier étaient atrophiés, c'est l'inclinaison du bassin du côté opposé lorsqu'ils se tenaient debout sur le membre opposé.

Duchenne de Boulogne, 1867

Les abducteurs de la hanche ne pouvant redresser le pelvis, le sujet incline fortement le tronc du côté en appui. Cette caractéristique fonctionnelle se retrouve dans la marche antalgique utilisée pour compenser les douleurs à la hanche.

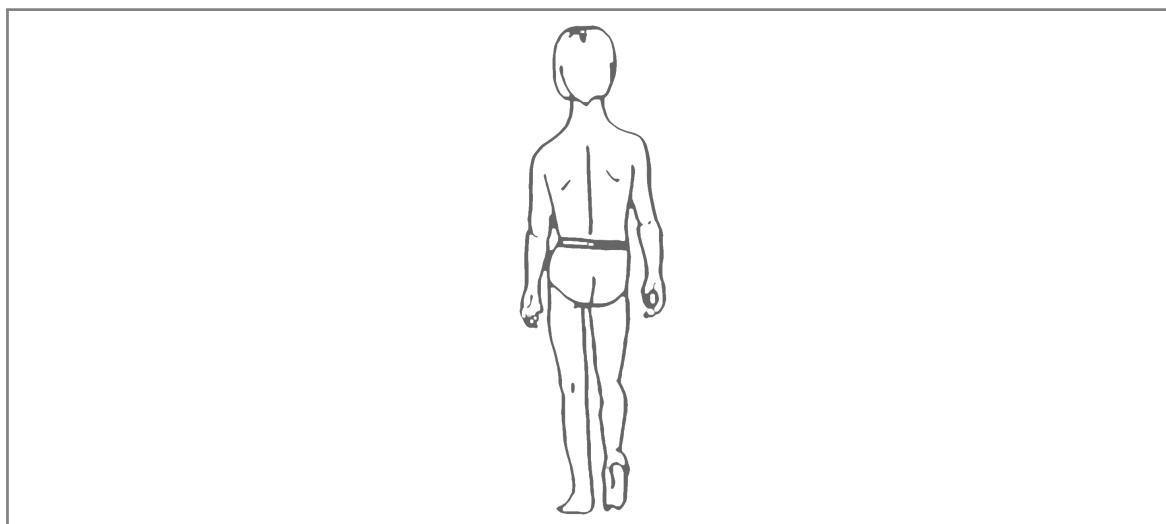


Fig. 1.22 - Marche de Duchenne – Affaissement du pelvis du côté du membre oscillant caractéristique d'une faiblesse des abducteurs de la hanche.

Les **extenseurs du genou**, les vastes et le droit fémoral, se contractent en fin d'oscillation pour tendre la jambe et préparer le contact initial. Ils assurent ensuite la réception par une contraction excentrique. Entre la propulsion et le début de la phase d'oscillation, le droit fémoral renforce la flexion de hanche et empêche une flexion excessive du genou en particulier lorsque la vitesse de marche augmente. Les **fléchisseurs du genou**, semi-membraneux, semi-tendineux et biceps fémoral, sont essentiels en fin d'oscillation et au début de la phase d'appui. Ils se contractent pour contrôler l'extension du genou, ils le stabilisent et freinent l'avancée de la cuisse pour préparer le contact du talon. Les fléchisseurs du genou prolongent leur activité lors de la réception pour favoriser l'extension de la hanche.

Si le quadriceps est faible ou paralysé, le genou devient instable. La flexion de la phase d'appui diminue et il peut même apparaître un recurvatum de sécurité lors de la phase de réception. En cas d'hypertonie du droit fémoral et du biceps fémoral, la phase d'oscillation est perturbée. Le genou ne peut se fléchir et le recours aux modes compensatoires est nécessaire.

Les **fléchisseurs dorsaux de la cheville**, tibial antérieur principalement, et les **extenseurs des orteils**, long extenseur des orteils et extenseur de l'hallux, apparaissent essentiels lors de la réception : ils freinent le rabattement du pied au cours du premier roulement. Lors de l'oscillation, ils sont releveurs du pied et préparent le contact du talon. Les **fléchisseurs plantaires de la cheville**, soléaire et gastrocnémiens, et les **fléchisseurs des orteils**, long fléchisseur des orteils et long fléchisseur de l'hallux, forment un ensemble puissant et déterminant dans le mouvement de marche. À partir de la fin de la phase de double appui et pendant le deuxième roulement (pied à plat), le soléaire seul puis associé aux gastrocnémiens freinent le déplacement de la jambe vers l'avant. Ils supportent le tronc et stabilisent le genou alors que le tibial postérieur stabilise la cheville. Notons que la stabilisation latérale du pied est assurée par le tibial postérieur dès le double appui de réception. La principale activation des fléchisseurs plantaires se déroule lors du troisième roulement (décollement du talon). Le gastrocnémiens et le soléaire réalisent alors une contraction puissante qui participe à l'accélération du corps vers l'avant. Les anglophones parlent de *push-off*.

Les paralysies des muscles de la jambe entraînent des positions anormales ou pieds bots vus précédemment (cf. sous-paragraphe 1.2.1.1.3). Le contact initial ainsi que les trois roulements de la cheville sont perturbés. La faiblesse des fléchisseurs plantaires est responsable d'un affaïssissement de l'ensemble du membre inférieur. La chute de la cheville se répercute au niveau du genou et de la hanche. La faiblesse ou la paralysie des gastrocnémiens et du soléaire provoque des désordres dans la phase d'oscillation et limite considérablement la propulsion. L'ensemble nuit à la longueur de pas et le sujet compense souvent par une marche en fauchant.

Au cours de ces prochaines années, grâce aux outils développés dans les domaines de la dynamique et de la cinématique, les biomécaniciens seront amenés à préciser le rôle de chaque muscle. Les outils de simulation émergents semblent être un bon moyen d'y parvenir et notamment pour explorer leur contribution énergétique.

1.2.3 Énergétique de la marche

Du point de vue énergétique, la marche normale se caractérise certainement par son efficacité. Pour preuve, la marche est un mode de locomotion suffisamment économique pour permettre à l'homme de se déplacer sur de longues distances sans fatigue excessive. Afin de le démontrer, la dépense énergétique doit être mesurée. Elle se quantifie de deux manières. D'une part, l'énergie métabolique qui rend compte des dépenses énergétiques du corps et, d'autre part, l'énergie mécanique résultant du travail mécanique réalisé.

Les termes employés dans la littérature nécessitent un éclaircissement. En accord avec la terminologie anglaise, nous parlerons ici de **dépense énergétique** lorsque l'énergie utilisée est exprimée en fonction du temps (*energy expenditure* en anglais). Le terme **coût énergétique** se rapportera quant à lui à l'énergie utilisée par unité de distance parcourue (*energy cost*).

1.2.3.1 Énergie métabolique dépensée

La consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) est un moyen indirect de mesurer la dépense d'énergie métabolique. Plusieurs méthodes plus ou moins contraignantes existent : sac de Douglas, analyse des gaz respiratoires par des systèmes portatifs ou non.

Dans leur revue de questions [Waters1999], Waters et Mulroy nous indiquent que la $\dot{V}O_2$ est d'environ $3,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ pour un sujet au repos, en station debout. À vitesse de confort, la $\dot{V}O_2$ de la marche normale s'élève pour atteindre environ $12 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, soit une dépense énergétique inférieure à $5 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ ($1 \text{ ml } O_2 = 21 \text{ J}$).

Un mode de locomotion serait naturellement choisi de manière à minimiser l'énergie métabolique [McNeill Alexander2002]. Les mesures de ($\dot{V}O_2$) montrent que le coût énergétique de la marche est minimal pour des vitesses aux alentours de $1,3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ [Ralston1958]. Pour des vitesses de marche très faibles comme pour des vitesses supérieures, le coût augmente (Fig. 1.23). Cette vitesse optimale se retrouve dans la marche pathologique. Dans une méta-analyse des données de la littérature [Tesio1991], Tesio, Roi et Moller identifient une vitesse de confort liée à la minimisation du coût énergétique quelle que soit la pathologie étudiée. Quelques travaux montrent en fait qu'il existe une zone autour de la vitesse de confort où la variation du coût énergétique serait négligeable [di Prampero1986, Cottalorda2000] .

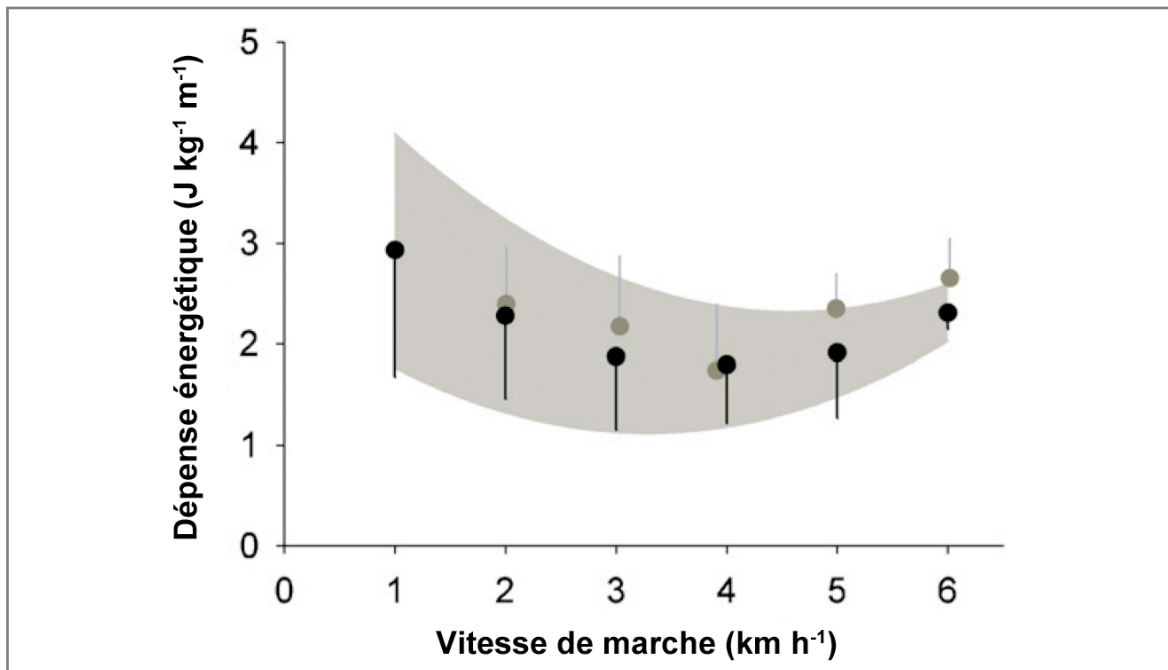


Fig. 1.23 - Évolution de la dépense énergétique de la marche en fonction de la vitesse de déplacement sur sol (cercle gris) et sur tapis roulant (cercle noir) avec les écarts types représentés par la zone grisée [Stoquart2008].

De la même manière, pour une vitesse constante, la courbe de la dépense d'énergie métabolique forme un U lorsqu'elle est tracée en fonction de la fréquence de pas [Zarrugh1978]. Le minimum coïncide avec la cadence choisie spontanément par le sujet ($113 \text{ pas} \cdot \text{min}^{-1}$). Si cette cadence de confort ne peut être atteinte, le sujet est contraint à marcher avec un coût énergétique plus élevé [Holt1991]. La marche normale se caractérise donc bien par un pattern de mouvement économique. Or, la survenue d'une pathologie met en péril cet avantage.

En outre, il est bien admis que la dépense énergétique métabolique quantifie de manière efficace les répercussions d'une marche pathologique. Le coût énergétique métabolique est directement relié à l'impact du handicap sur la marche et la dépense énergétique reflète l'effort physiologique nécessaire à la marche.

Tab. 1.2 - Comparaison de la consommation d'oxygène de la marche normale et de marches pathologiques [Waters1999]. Les amputations sont différenciées par le symbole TT pour trans-tibiales et TF pour transfémorales ; IMC désigne la marche de sujet infirme moteur cérébral.

	Vitesse de confort (m·s ⁻¹)	Dépense O ₂ (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	Coût O ₂ (ml·kg ⁻¹ ·m ⁻¹)
Marche normale	1,33	12,1	0,15
Flexion genou 0°	1,33	11,8	0,16
Flexion genou 15°	1,28	12,8	0,17
Flexion genou 30°	1,25	14,3	0,19
Flexion genou 45°	1,12	14,5	0,22
Amputé unilatéral TT	1,18	12,4	0,16
Amputé unilatéral TF	0,87	10,3	0,20
Amputé bilatéral TT	1,12	13,6	0,20
Amputé bilatéral TF	0,90	17,6	0,33
IMC	0,67	18,6	0,72
Blessé médullaire	0,80	13,0	0,28

Toute situation venant modifier les conditions de fonctionnement de l'appareil locomoteur se répercute sur la dépense énergétique de la marche. De nombreuses études comparatives ont été menées sur les sujets atteints de handicaps orthopédiques et neurologiques [Bard1959, Didier1986, Tesio1991, Waters1999] (Tab. 1.2), sur l'impact de l'obésité [Browning2005], de l'influence du port d'une charge [Heglund1995] ou encore de la grossesse [Foti2000]. Il en ressort notamment que le coût énergétique s'accroît avec l'amplification des mouvements latéraux comme chez les sujets obèses ou les femmes enceintes.

Toute altération de la marche s'accompagne d'une élévation du coût énergétique. Typiquement, un sujet atteint d'une pathologie s'adapte alors en diminuant sa vitesse de marche. À l'exception de certaines pathologies, la dépense énergétique reste équivalente à celle d'une marche normale. L'entraînement physique, la rééducation et l'appareillage par orthèse(s) ou de prothèse(s) peuvent améliorer l'efficacité de la marche en diminuant le coût énergétique associé, d'où l'intérêt de ce paramètre pour évaluer une thérapeutique. En est-il de même avec l'énergie mécanique ?

1.2.3.2 Énergies mécaniques développées

La mesure de l'énergie métabolique est parfois difficile à mettre en place. L'environnement technologique n'est pas toujours disponible et l'équipement peut s'avérer gênant. Les techniques de mesure de l'énergie mécanique (cf. sous-section 1.1.4) fournissent donc un moyen alternatif dans l'estimation de l'énergétique de la marche.

Saunders, Inman et Eberhart publient en 1953 un article majeur dans le domaine de l'analyse de la marche. La complexité du mouvement est étudié au travers d'un paramètre simple qui est le déplacement du CoM dans les trois plans de l'espace. Grâce à l'étude de l'EC et l'EP du CoM, ils concluent que l'économie de la marche normale est due à la minimisation des déplacements du CoM. Elle serait liée à six déterminants :

1. la rotation du pelvis
2. l'inclinaison du pelvis du côté oscillant
3. la flexion du genou en phase d'appui
4. les roulements de la cheville
5. la coordination des mouvements de la cheville et du genou
6. la réduction des déplacements latéraux du pelvis.

La marche pathologique peut alors se définir par l'atteinte d'un ou de plusieurs de ces déterminants et ceci entraînerait l'augmentation de l'énergie mécanique due à l'exagération des mouvements du CoM. Ces auteurs estiment que la compensation de la perte de l'un de ces déterminants est raisonnablement efficace. Par contre, la perte de deux de ces déterminants rend la compensation inefficace et l'énergie mécanique du CoM augmente inexorablement.

Pour la marche normale comme pathologique, de récentes études ont remis en cause cette théorie des six déterminants [Crosbie1997, Gard1999, Kerrigan2000, Kerrigan2001, Della Croce2001]. L'influence de certains facteurs est discutée (flexion du genou, rotation du pelvis) et l'hypothèse même de la minimisation de l'énergie par la réduction du déplacement du CoM est évincée [Ortega2005, Detrembleur2005]. La théorie classique des six déterminants s'oppose en fait au modèle de pendule inversé [Cavagna1966].

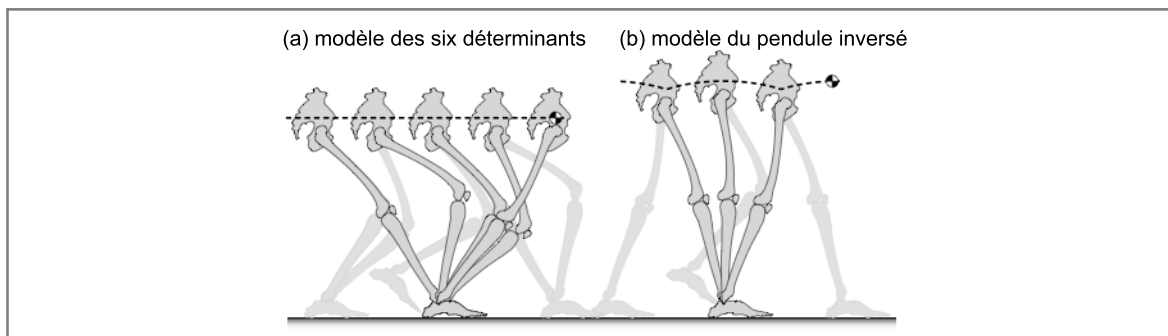


Fig. 1.24 - Deux théories de modélisation de la marche [Kuo2007]. (a) La théorie des six déterminants. (b) Le modèle de pendule inversé.

Ce modèle rend compte de la trajectoire en forme d'arche du CoM (Fig. 1.24). En effet, au cours du cycle, le CoM s'élève et se rabaisse à deux reprises. Il atteint ses maxima au moment des phases d'appui unilatéral, l'EP est alors maximale, et il descend au plus bas lors des phases de double appui, l'EP est cette fois minimale.

Les travaux effectués ces dernières années ont montré que le modèle de pendule inversé était capable de prédire diverses caractéristiques de la marche [Kuo2001, Donelan2001, Donelan2002a]. En terme d'évaluation énergétique, ces auteurs montrent notamment que le travail mécanique associé au passage d'un pas à l'autre est un paramètre déterminant dans le coût énergétique métabolique comparé au travail mécanique nécessaire au mouvement du pendule lui-même.

Néanmoins, le modèle de pendule inversé se base sur le travail mécanique lié au centre de masse. Ce travail ne donne aucune information sur l'énergie mécanique engendrée dans les différents segments corporels. Grâce au transfert d'énergie entre EC et EP, le modèle de pendule inversé suppose que le travail mécanique musculaire est nul pendant la phase d'appui. Or, en réalité, il existe un coût métabolique et le transfert entre l'EC et l'EP n'est que partiel (65%) [Cavagna1976]. Par le biais de la simulation dynamique, il a été montré qu'il existait bien un coût mécanique lié à l'élévation du CoM lors de la phase d'appui unilatéral [Neptune2004]. Dans le domaine clinique, de nombreux chercheurs se sont donc orientés vers le travail mécanique de l'ensemble des segments du corps pour estimer la dépense d'énergie mécanique de la marche.

Une marche pathologique peut entraîner des mouvements segmentaires inhabituels. Leur intégration dans le calcul du travail mécanique total paraît judicieux dans l'optique d'un paramètre d'estimation de l'énergie dépensée.

Par la méthode segmentaire, Winter, Quanbury et Reimer ont estimé le travail mécanique de la marche normale à environ $1,1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$ [Winter1976]. Winter a par la suite appliqué cette technique à quelques cas de marche pathologique [Winter1978]. Les résultats montrent que le coût mécanique augmente par rapport à la marche normale. Cette élévation se retrouve dans différentes études de la marche pathologique pour des personnes souffrant de diverses atteintes ou étant appareillées [lowery1980, Olney1986, McDowell2002, Detrembleur2003]. De plus, en comparant l'énergie métabolique et l'énergie mécanique d'IMC, Unnithan et coauteurs suggèrent que la différence entre les coûts mécaniques explique une très grande partie (> 80%) de la variabilité du coût métabolique des sujets [Unnithan1999].

Finalement, l'augmentation du coût énergétique de la marche peut s'expliquer par l'incapacité du sujet à atteindre sa vitesse optimale, mais aussi par l'altération de la cinématique qui se répercute sur le coût mécanique. L'analyse de l'énergie mécanique paraît donc être un bon moyen d'objectiver l'altération de la marche et son évolution. Son évaluation par le travail mécanique offre l'avantage supplémentaire de pouvoir se baser uniquement sur des données cinématiques. Elle est donc facilement envisageable sur tapis roulant.



Le réinvestissement des outils disponibles en biomécanique nous apporte aujourd'hui une connaissance plus précise, plus complète de la marche normale. Au-delà d'une définition, un véritable pattern de mouvement a été mis en exergue pour une très grande partie de la population. Bien entendu, les démarches se différencient par une multitude de styles, d'humeurs ou même d'habitus, mais un pattern commun est conservé. Ce n'est plus vrai lorsqu'une pathologie affecte le système locomoteur. Quelle que soit l'atteinte, tous les domaines, cinématiques, énergétiques et dynamiques, peuvent être modifiés. Des processus de compensation se mettent alors en place afin de conserver une certaine économie de marche. Les perturbations de la marche se traduisent notamment par une cinématique de mouvement et une énergie mécanique différente. Ces paramètres simples sont quantifiables et discriminants par rapport à la marche normale. Ils apparaissent donc comme de bons moyens de différencier les marches pathologiques intra et interindividuelles.

Tout au long de cette section, diverses atteintes de la marche ont été décrites. Elles n'ont volontairement pas été classées en fonction de leur origine pathologique. En effet, différentes adaptations surviennent pour une même pathologie et ces troubles peuvent, chez les sujets atteints, se combiner ou évoluer avec le temps. Malgré ces limites, il est usuel de distinguer d'un côté, les marches typiques d'origine neurologique telles que la marche en fauchant de l'hémiplégie, la marche dandinante du myopathe, la marche à petit pas du parkinsonien, le steppage du déficient neurologique, etc. et d'un autre côté, les troubles de la marche tels que la marche des personnes âgées, les marches antalgiques liées aux atteintes ostéo-articulaires ou encore les marches liées aux neuropathies diabétiques.

Pour la suite de ce travail, il serait illusoire de prétendre considérer toutes les marches pathologiques. Par conséquent, nous nous sommes concentrés sur l'une d'entre-elles : la marche hémiplégique. La section suivante en décrit les spécificités.

1.3 Marche et hémiplégie

En 1999, la revue *Faire face* estimait à 250 000 le nombre de personnes souffrant d'hémiplégie en France [Bodson1999]. Cette pathologie altère la marche de l'individu et entraîne par conséquent une fatigue précoce due au surcoût énergétique. L'hémiplégie représente en réalité la plus fréquente des affections neurologiques nécessitant une rééducation. L'analyse et l'évaluation de la marche hémiplégique est donc un objectif essentiel des services de médecine physique et de réadaptation.

Même s'il existe de nombreuses démarches hémiplégiques, il est possible de mettre en évidence certains traits caractéristiques de cette locomotion. Ainsi, après avoir défini cette pathologie (sous-section 1.3.1) et l'une de ses atteintes caractéristiques, la spasticité (sous-section 1.3.2), nous détaillerons les spécificités de la marche hémiplégique dans la sous-section 1.3.3.

1.3.1 Définition de l'hémiplégie

L'**hémiplégie** du grec *hêminus*, demi, et *plêssein*, frapper, est définie comme une paralysie complète ou incomplète frappant la moitié du corps entièrement ou partiellement [Delamare2004].

D'une façon générale et conformément à l'étymologie, l'hémiplégie est une atteinte neurologique centrale touchant la moitié de l'organisme. Elle est caractérisée par une lésion anatomique : l'interruption plus ou moins complète du faisceau pyramidal en un point quelconque de son trajet [Bariéty1990]. Rappelons que le faisceau pyramidal, neurone moteur central, est la portion initiale de la voie motrice. Constitué de fibres destinées au tronc et aux membres, il part des cellules corticales motrices et descend jusqu'au noyau des nerfs moteurs (Fig. 1.25).

L'hémiplégie est donc causée par une lésion anatomique du faisceau pyramidal, presque toujours encéphalique. L'hémiplégie est controlatérale si la lésion est au dessus de la décussation bulbaire et homolatérale sinon. Ses étiologies sont de trois types : les **accidents vasculaires cérébraux** (AVC), la **néoformation** intra-crânienne et les divers **traumatismes**.

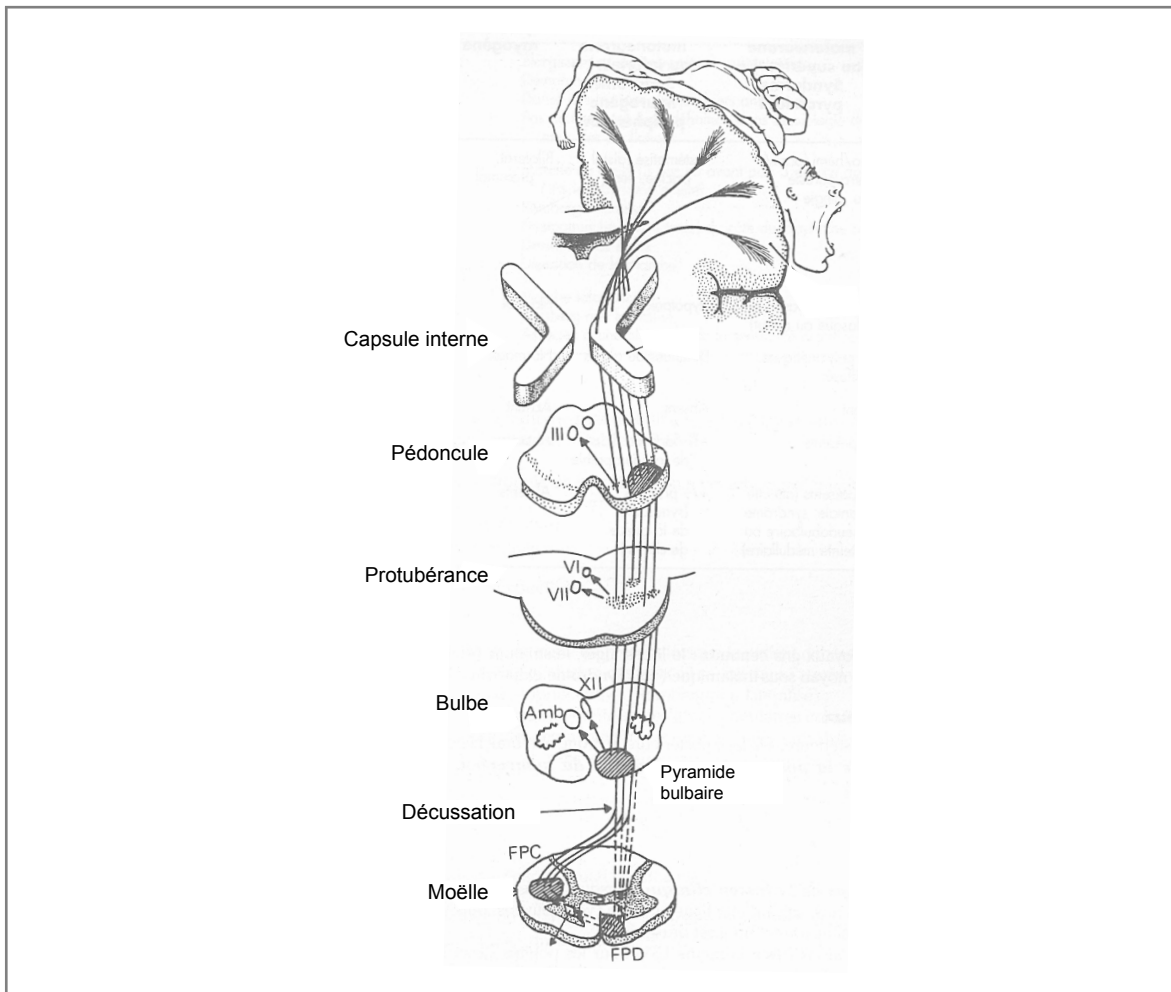


Fig. 1.25 - Trajet du faisceau pyramidal d'après Mathé et Richet [Mathé1981]. L'ensemble des fibres descend en se rétrécissant en forme de pyramide. Il part des cellules pyramidales du cortex cérébral, descend par la capsule interne jusqu'au bulbe où il décusse au niveau des pyramides bulbaires et se termine dans la corne antérieure controlatérale de chaque étage médullaire (cervical, dorsal, lombaire). La décussation des pyramides explique qu'une lésion encéphalique entraîne une paralysie du côté opposé.

Notons que les AVC sont les principales causes d'hémiplégie acquise. Récemment, nous pouvions lire dans la revue *Topic on Stroke Rehabilitation* :

Les AVC sont l'une des causes principales de handicap aux États-Unis. La récupération de la marche est toujours un objectif majeur de la réhabilitation des personnes atteintes d'un AVC.

Bogey et Hornby, 2007

En effet, l'hémiplégie affecte la capacité du sujet à marcher quelle que soit son étiologie. Aussi, les principaux signes cliniques associés à l'hémiplégie sont :

- une abolition ou une diminution de la motricité volontaire,
- une modification du tonus musculaire du côté atteint, une hypotonie suivie d'une hypertonie,
- une modification des réflexes tendineux avec d'abord une abolition puis une exagération,
- un signe de Babinski unilatéral : perturbation du réflexe cutané plantaire (Fig. 1.26).

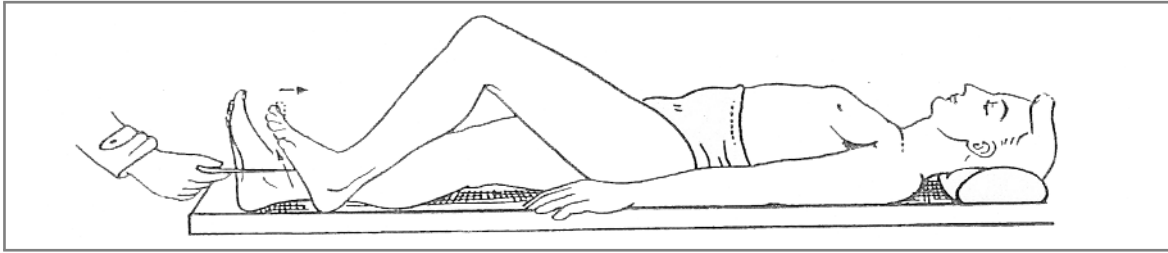


Fig. 1.26 - Signe de Babinski [Bariéty1990]. Le réflexe cutané plantaire est perturbé. Au lieu d'observer une flexion des orteils, le gros orteil effectue une extension lente qui s'accompagne d'une abduction ou d'une ébauche de flexion des autres orteils.

À la lecture des signes cliniques, deux principales phases se distinguent dans l'hémiplégie. Une première, l'**hémiplégie flasque** caractérisée par une hypotonie, une force musculaire et des réflexes tendineux abolis. La seconde, l'**hémiplégie spasmodique** est l'évolution habituelle des hémiplégies flasques. Les signes de l'hémiplégie spasmodique sont le passage d'une hypotonie à une augmentation du tonus musculaire et la réapparition des réflexes tendineux. Dans ce cas, la force musculaire n'est pas abolie mais fortement diminuée notamment au niveau des fléchisseurs. L'hypertonie prédomine au niveau des extenseurs des membres inférieurs et s'exagère lors du mouvement. Les réflexes tendineux sont également accentués. Des syncinésies, mouvements de contractions involontaires, existent souvent et viennent perturber les gestes volontaires dans le cas de l'hémiplégie.

En somme, tous ces signes affectent le système locomoteur et la marche risque d'être grandement mise en péril. Le système neuromusculaire est tout particulièrement atteint et les troubles sont souvent associés à, ce qui caractérise en partie la marche hémiplégique, la spasticité.

1.3.2 Atteinte caractéristique : la spasticité

Les hémiplégiques, comme les IMC ou les paraplégiques, souffrent du syndrome pyramidal. Il réunit l'ensemble des signes et symptômes provoqués par la lésion encéphalique ou médullaire du faisceau pyramidal. En plus d'inclure le déficit moteur et la perte de la sélectivité du mouvement, le syndrome pyramidal est très souvent marqué par la présence de **spasticité**. Cette atteinte du système neuromusculaire joue un rôle prépondérant dans la désorganisation motrice, c'est donc un paramètre à prendre en compte dans l'analyse de la marche hémiplégique. La suite de ce paragraphe rappelle les mécanismes sous-jacents à la spasticité et les moyens de l'évaluer.

1.3.2.1 Définition de la spasticité

La **spasticité**, du grec *spastikos*, tirer, se définit souvent comme un désordre moteur caractérisé par une augmentation du réflexe tonique d'étirement, **sensible à la vitesse**, accompagné d'une exagération des réflexes tendineux [Lance1980], l'ensemble résultant d'une hyperexcitabilité de l'arc réflexe myotatique (Fig. 1.27).

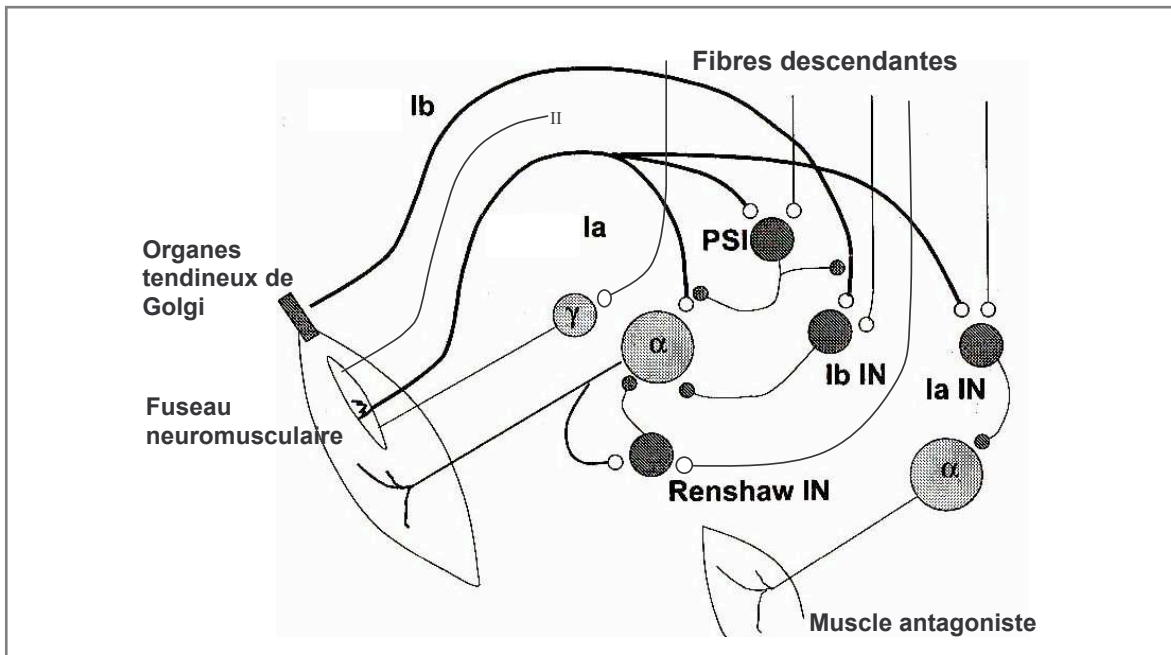


Fig. 1.27 - Représentation schématique de l'arc réflexe myotatique d'après Nardone et Schieppati [Nardone2004]. La spasticité serait la conséquence d'une levée de l'inhibition des fibres fusoriales (Ia) et tendineuses (Ib) et d'une hyperactivité des fibres sensitives II dont le circuit n'est pas représenté. Les inter-neurones (IN) pleins sont inhibiteurs.

La spasticité, comme les syncinésies, perturbent donc la motricité volontaire, la marche en particulier, par la survenue d'une motricité involontaire. Pour la marche normale, les syncinésies accompagnent le mouvement et protègent l'organisme. Au contraire, pour la marche hémiplegique, elles se manifestent par la libération d'activité réflexe segmentaire et la mise en jeu des voies motrices non pyramidales.

La spasticité et la syncinésie résultent du même phénomène : la perte de la sélectivité du mouvement pouvant entraîner une contraction involontaire des muscles antagonistes. Mais les syncinésies se manifestent par un mouvement perturbateur alors que la spasticité n'entraîne pas de déplacement segmentaire [Mazaux1995].

La spasticité prédomine dans les muscles fléchisseurs des membres supérieurs et dans les muscles extenseurs des membres inférieurs. N'étant pas identiques au niveau des groupes musculaires agonistes et antagonistes, les membres tendent à adopter des postures anormales. Par exemple, le pied varus équin spastique ou la griffe des orteils seraient en grande partie engendrés par la spasticité du triceps sural et les rétractions musculo-articulaires engendrées.

La spasticité du quadriceps serait en grande partie responsable de la diminution de la vitesse de marche liée à la limitation de la flexion du genou pendant la phase d'oscillation d'une part et de l'extension de la hanche lors de la propulsion d'autre part [Bérard2005]. D'un autre côté, certains sujets se tiennent debout car leur triceps sural développe une force suffisante pour éviter la chute grâce au réflexe d'étirement. La réduction de leur spasticité peut dans ce cas se traduire par une perte de la capacité à marcher [Ben Smail2003].

Le traitement de la spasticité ne peut donc être envisagé que dans le but d'améliorer la mobilité fonctionnelle et la qualité de vie du sujet. Il doit s'appuyer sur une évaluation de son impact et du niveau de la pathologie.

1.3.2.2 Évaluation de la spasticité

Plusieurs méthodes permettent d'évaluer le niveau de spasticité d'un sujet. Elles peuvent être classées en trois catégories, les méthodes cliniques, biomécaniques et électrophysiologiques [Biering-Sorensen2006].

La méthode clinique la plus couramment employée cote la spasticité de chaque groupe musculaire grâce aux échelles d'Ashworth [Ashworth1964] ou Ashworth modifiée [Bohannon1987] présentée dans le Tab. 1.3. Elle se base sur l'appréciation de la résistance articulaire d'un membre lors de sa mobilisation passive.

Tab. 1.3 - Échelle d'Ashworth modifiée d'après Bohannon et Smith [Bohannon1987]. Évalue la spasticité d'un groupe musculaire en assurant une reproductibilité intra-opérateur.

0	Tonus musculaire normal
1	Augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'un relâchement ou par une résistance minime en fin de mouvement
1+	Augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'une résistance minime perçue sur moins de la moitié du mouvement
2	Augmentation plus marquée du tonus musculaire touchant la majeure partie de l'amplitude articulaire, l'articulation pouvant être mobilisée facilement
3	Augmentation importante du tonus musculaire rendant la mobilisation passive difficile
4	L'articulation concernée est fixée en flexion ou extension, abduction ou adduction

Nous l'avons vu, le réflexe spastique est, par définition, fonction de la vitesse d'allongement du muscle. Cette méthode est donc dépendante de l'opérateur qui la pratique. En effet, seule sa reproductibilité intra-opérateur a été démontrée au niveau de certaines articulations [Bohannon1987]. L'échelle de Tardieu [Tardieu1954, Patrick2006] présente quant à elle une meilleure reproductibilité inter-opérateurs probablement parce qu'elle tient compte de la vitesse de mobilisation. Malheureusement, cette échelle semble encore peu utilisée dans la littérature scientifique mondiale. L'échelle d'Ashworth correspond aujourd'hui à la méthode de référence de l'évaluation de la spasticité. Pourtant, la technique de mobilisation passive présente certaines limites. D'une part, la situation d'évaluation apparaît éloignée d'une tâche fonctionnelle. D'autre part, elle semble peu sensible aux faibles niveaux de spasticité et elle ne distingue pas la spasticité des rétractions musculaires [Pandyan1999].

La mesure des amplitudes articulaires est un élément complémentaire et fondamental à l'évaluation des sujets spastiques. Elle permet de faire la part entre la spasticité et les rétractions musculo-articulaires, sauf dans les cas de spasticité sévère où la mobilisation passive est difficile [Ben Smail2003].

Les méthodes biomécaniques comme le *pendulum test* [Wartenberg1951] ou l'utilisation des ergomètres isocinétiques constituent une mesure objective et quantitative des résistances au mouvement passif. Leur utilisation reste toutefois minoritaire dans le milieu clinique. Ces méthodes se limitent à quelques groupes musculaires et nécessitent un matériel spécifique.

Pourtant, le *pendulum test* est une méthode relativement simple à mettre en place et demande un minimum de matériel. Lors de ce test, sous l'effet de la gravité, le mouvement passif d'oscillation de la jambe entraîne un étirement successif des muscles de la loge antérieure et postérieure de la cuisse. Chez un sujet sain, le mouvement d'oscillation décrit dans le plan sagittal présente les caractéristiques d'un oscillateur harmonique amorti. Chez un sujet spastique, une inflexion apparaît sur la courbe angulaire lors de la première flexion. Cette perturbation est induite par une contraction réflexe dépendante de la vitesse d'allongement du muscle quadriceps fémoral. Le seuil de vitesse de déclenchement d'une contraction spastique peut ainsi être déterminé. Ce seuil semble caractériser de manière objective la spasticité et d'après Burke et coauteurs, il serait compris entre $5^\circ \cdot s^{-1}$ et $192^\circ \cdot s^{-1}$ [Burke1970].

Finalement, la spasticité des sujets hémiplegiques entraîne des perturbations de la marche dont certaines caractéristiques peuvent être isolées.

1.3.3 Spécificités de la marche hémiplegique

La marche hémiplegique est classiquement décrite comme une marche en fauchant. Du fait de la contracture et de la paralysie des muscles des membres inférieurs, le pied du côté hémiplegique est souvent contraint à décrire un arc de cercle à concavité interne lors de la phase d'oscillation.

Au-delà de cette description globale, plusieurs spécificités de la marche hémiplegique peuvent être mises en évidence de manière analytique.

1.3.3.1 Modifications des paramètres spatio-temporels

La marche hémiplegique se caractérise tout d'abord par une réduction de la vitesse de marche [Knutsson1979, Brandstater1983, Olney1994, Feys1995, Turnbull1995, Hsu2003]. La longueur de la foulée et la cadence sont plus faibles par rapport à la marche normale, ceci quelle que soit la vitesse [Brandstater1983, Turnbull1995]. La diminution de la vitesse de confort permet de réduire en partie le surcoût énergétique de la marche hémiplegique. Elle est fonction de la sévérité de l'atteinte, de son ancienneté et de l'âge du sujet alors que le rôle de la spasticité est encore controversé.

Selon les populations étudiées, une grande diversité subsiste dans la marche hémiplegique, la vitesse de confort peut être comprise entre $0,20$ et $1,00 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ contre environ $1,35 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ pour la marche normale. Pour des sujets hémiplegiques, Olney et Richards estiment qu'une vitesse de marche de $0,25 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ est plutôt lente, $0,41 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ moyenne et $0,64 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ rapide [Olney1996]. En outre, la vitesse de confort est considérée comme un élément significatif des capacités et de l'indépendance fonctionnelle du sujet souffrant d'hémiplegie [Andriacchi1977, Brandstater1983, Wade1987, Wagenaar1992]. Brandstater et ses collaborateurs montrent que plus le niveau de rééducation motrice est élevé, plus la vitesse de marche est grande [Brandstater1983]. La vitesse de marche est ainsi le reflet global de l'efficacité de la marche.

Durant le cycle de marche, la décomposition des phases est directement affectée par la diminution de la vitesse (Fig. 1.28). À vitesse de confort, Olney et Richards distinguent trois différences majeures dans la répartition des phases d'appui et d'oscillation [Olney1996].

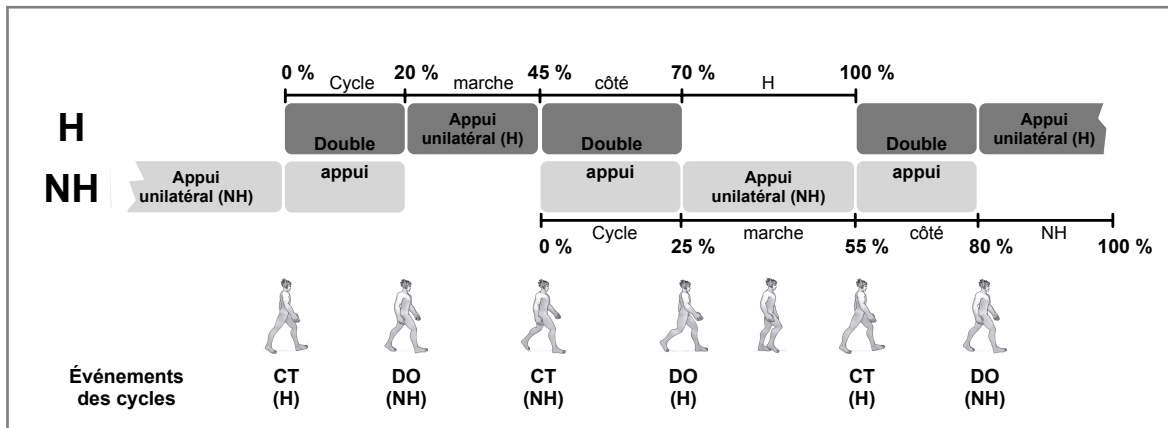


Fig. 1.28 - Durées des phases de cycle de marche d'un sujet hémiplégique du côté gauche.

1. Les durées des phases d'appui du côté hémiplégique comme du côté non-hémiplégique sont proportionnellement plus longues par rapport à la marche normale.
2. La durée de la phase d'appui du côté non-hémiplégique en temps et en pourcentage du cycle est plus importante que celle du côté hémiplégique. Les résultats de l'étude de Peat et coauteurs reportent par exemple des phases d'appui représentant 80 % du cycle total du côté non-hémiplégique et 67 % du côté hémiplégique [Peat1976]. En outre, la vitesse de marche est d'autant plus faible que la phase d'appui du côté non-hémiplégique est longue [D'Angeli-Chevassut1996]. La troisième différence majeure découle directement de cet allongement des phases d'appui.
3. Les sujets hémiplégiques passent en effet une plus grande partie du cycle de marche en phase de double appui. Condouret et ses collaborateurs estiment que la durée de la phase de double appui peut être multipliée par trois par rapport à la marche normale [Condouret1987]. Notons que la phase de double appui de propulsion du côté hémiplégique est plus longue que celle du côté non-hémiplégique.

Ces différences peuvent s'expliquer, d'une part, par la diminution de la durée de la phase d'appui unilatéral du côté hémiplégique et, d'autre part, par une réduction de la vitesse d'oscillation du membre hémiplégique pour assurer un meilleur équilibre. Autrement dit, dans un premier temps, le membre hémiplégique éprouve des difficultés à soutenir le corps et, dans un second, le passage de la jambe d'arrière en avant est grandement ralenti. Les raisons incriminées sont la spasticité, la diminution de la force musculaire, le déficit de la commande volontaire ou encore la position anormale du pied. Par conséquent, du côté hémiplégique, la longueur et la fréquence de pas diminuent et il apparaît en plus une grande irrégularité de la longueur de pas et de la durée des différentes phases [D'Angeli-Chevassut1996].

Enfin, la comparaison des caractéristiques temporelles révèle une asymétrie du pas du côté hémiplégique par rapport au côté non-hémiplégique [Peat1976, Brandstater1983, Feys1995]. Un cycle de marche décrit normalement une quasi-symétrie entre le pas droit et le pas gauche. Même si la thèse d'une asymétrie fonctionnelle liée à une latéralité dominante semble pertinente [Sadeghi2000], la marche normale demeure quasi-symétrique. Au contraire, l'asymétrie de la marche hémiplégique est caractéristique, elle est fortement marquée dans l'espace et dans le temps. Afin de l'évaluer, différents indices de symétrie sont utilisés [Wall1986, Feys1995, Hsu2003, Shorter2008].

En divisant par exemple la durée de la phase d'appui du côté non-hémiplégique sur celle du côté hémiplégique, Wall et Turnbull trouvent un rapport d'asymétrie temporelle proche de 1,5 pour la marche hémiplégique contre 1,0 pour la marche normale [Wall1986]. Très récemment, Öken et coauteurs [Öken2008a] ont montré que l'asymétrie de sujets hémiplegiques était dépendante de l'âge, du type de lésion et du niveau de la rééducation motrice. Ces auteurs semblent aussi montrer qu'il existe une asymétrie de la longueur de pas significativement plus grande pour les marcheurs les plus lents comparés à celle des sujets les plus rapides. Les travaux antérieurs ne montrent toutefois aucune corrélation entre l'indice de symétrie et la vitesse de marche [Feys1995, Roth1997]. L'asymétrie de la marche hémiplegique correspondrait en fait à une stratégie de marche à moindre coût énergétique [Pelissier1997]. Le membre non-hémiplegique vient suppléer le membre hémiplegique et l'asymétrie de la marche serait une adaptation en réponse au handicap [Bensoussan2006, Balasubramanian2007]. Bien que la rééducation fût un temps orientée vers une récupération de la symétrie temporelle, aujourd'hui, les auteurs s'accordent sur le manque d'évidence et d'efficacité de ce type de rééducation [Griffin1995, Olney1996]. L'asymétrie reste bien sûr une caractéristique discriminante de la marche hémiplegique, mais ce sont maintenant ses causes qui sont les cibles de la rééducation. Finalement, l'augmentation de la vitesse de marche apparaît comme le principal objectif de la rééducation des sujets hémiplegiques.

1.3.3.2 Perturbations des mouvements segmentaires

La hanche du côté hémiplegique souffre à la fois d'une flexion insuffisante lors de l'oscillation et d'un manque d'extension en fin de phase d'appui. La faiblesse des fléchisseurs réduit l'oscillation du membre et, par conséquent, la longueur de pas. Cela se répercute de manière prépondérante sur la diminution de la vitesse de marche [Hsu2003]. Dans une moindre mesure, la faiblesse des extenseurs pénalise le contact initial et une partie de la propulsion du corps vers l'avant.

Le genou présente un excès de flexion voire un recurvatum lors du contact du talon au sol et une carence conséquente de la flexion lors de la phase d'oscillation. La spasticité du quadriceps peut expliquer cette immobilité du genou alors que la faiblesse des extenseurs peut également venir perturber le contact initial. En plus de l'extension maximale de la hanche, le pic de flexion du genou est significativement corrélé à la vitesse de marche [Olney1986].

Au niveau de la cheville, un excès de flexion plantaire apparaît pendant la phase d'oscillation. Le signe de pied tombant ou de pied équin est néfaste pour le passage du membre d'arrière en avant et pour l'attaque du pied au sol. Le déficit de flexion dorsale est dû à la fois à un défaut de la commande motrice et à la spasticité du triceps sural. La spasticité du court fléchisseur des orteils entraîne une griffe des orteils. L'appui du pied devient douloureux, le transfert est esquivé et la boiterie accentuée. La flexion plantaire est ensuite insuffisante, la propulsion est alors grandement pénalisée. En effet, la contraction concentrique violente des extenseurs de la cheville n'est pas présente à vitesse lente ou sinon peu marquée. Or, la limitation de la flexion plantaire réduit significativement la propulsion et subséquemment la vitesse de marche [Olney1991, Nadeau1999]. Plus récemment, Hsu, Tang et Jan considèrent que la spasticité des fléchisseurs plantaires est la principale cause des perturbations des paramètres spatio-temporels et, de surcroît, de l'asymétrie de la marche hémiplegique [Hsu2003].

1.3.3.3 Impact sur le coût énergétique

L'énergie nécessaire à la marche est variable d'un sujet à l'autre. Elle est fonction de la sévérité de l'atteinte et du niveau de la spasticité. Cependant, l'altération de la marche hémiplegique se répercute à la fois sur son coût métabolique et sur son coût mécanique.

D'un point de vue physiologique, à vitesse de confort, la dépense énergétique de la marche hémiplegique reste voisine de celle de la marche normale. Bard [Bard1963] et Corcoran et Brengelmann [Corcoran1970] reportent pour des sujets hémiplegiques des valeurs de 8,8 et 12,4 $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ contre une moyenne de 12 $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ pour la marche normale. Ces mêmes auteurs attestent par contre de l'augmentation du coût énergétique avec des valeurs de 0,21 et 0,30 $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ pour la marche hémiplegique contre seulement 0,15 $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ pour la marche normale. Le surcoût énergétique (+65%) est en fait associé à un ralentissement (-45%) de la vitesse de confort [Corcoran1970]. La lenteur de la marche hémiplegique compense donc l'inefficacité de son pattern de marche et le surcoût énergétique [Detrembleur2003]. Toutefois, pour des vitesses très lentes comparables aux vitesses de confort des hémiplegiques, la dépense énergétique de la marche normale demeure plus faible et plus la vitesse de marche augmente et plus la différence entre les deux populations s'amenuise [Zamparo1995].

D'un point de vue mécanique, le coût augmente également. Par une méthode segmentaire, Winter, Quanbury et Queimer ont mesuré le travail mécanique total de la marche d'un sujet hémiplegique [Winter1976]. Quelle que soit la vitesse, les valeurs sont supérieures à celles de la marche normale. À vitesse de confort le travail mécanique total du sujet hémiplegique est de 1,39 $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ contre 1,1 $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ pour la marche normale. Dans une investigation plus large, Olney, Monga et Costigan montrent que le travail mécanique total est compris entre 0,8 et 3,9 $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ pour les 10 sujets hémiplegiques étudiés [Olney1986]. À l'exception d'un sujet, le coût mécanique est accru par rapport à la marche normale. Ce travail apparaît d'autant plus élevé que la marche est lente et laborieuse. Les auteurs expliquent ces perturbations par trois mécanismes :

- l'absence d'opposition de phase entre EC et EP,
- une amplitude de l'EC trop faible qui peut s'expliquer par la lenteur de la vitesse de marche,
- une augmentation brutale de l'énergie mécanique totale due à la bascule du pelvis lors du fauchage.

L'augmentation du coût pourrait s'expliquer par la faiblesse des échanges d'énergie. En effet, les auteurs mesurent une conservation d'énergie de seulement 48% (22–62%) chez les sujets hémiplegiques contre 70% pour la marche normale. Le coût du travail mécanique total pourrait être deux fois supérieur à celui de la marche normale pour les sujets les plus lents [Detrembleur2003]. L'augmentation de ce coût a aussi été démontrée à partir du travail mécanique lié au CoM [Gersten1971, Iida1987, Detrembleur2000, Detrembleur2003]. Comme pour la marche normale, le modèle du pendule inversé semble se vérifier, mais les échanges entre l'EC et l'EP sont limités particulièrement à vitesse lente. L'augmentation de l'excursion du CoM, notamment le plus grand débattement des déplacements latéraux, pourrait expliquer ce surcoût.



Pour la marche hémiplégique, les différences interindividuelles sont grandes et la prise en charge des patients nécessite de connaître les déficits de chacun [Woolley2001]. Malgré tout, un pattern commun existe lié aux spécificités de la pathologie telle que la spasticité. La marche hémiplegique se caractérise ainsi par une chute de la vitesse de confort et une asymétrie. Ces spécificités s'avèrent être des adaptations en réponse au handicap et au surcoût énergétique qu'il engendre.

Globalement, les mécanismes responsables du surcoût énergétique sont encore mal connus. Ils font intervenir une multitude de paramètres interdépendants qu'il serait nécessaire d'isoler. La marche étant régie par un système de facteurs interdépendants, une pathologie entraîne de multiples conséquences liées les unes aux autres. Aussi, les méthodes de simulation semblent pertinentes pour parvenir à isoler les paramètres discriminants. Elles autorisent l'évaluation de la marche et de l'impact de chacune de ses composantes.

1.4 Simulation de la marche

À l'aide de modèles – théoriques ou empiriques – issus de connaissances *a priori* ou de modèles d'observation issus de mesures, la simulation a pour but de générer un phénomène virtuel censé représenter la réalité. À partir de ce principe, la simulation de la marche pathologique peut être considérée comme une reproduction simplifiée de la marche réelle du patient. Diverses applications pourraient alors en découler : meilleure connaissance de l'impact de la pathologie, test d'hypothèse de rééducation, etc.

Dans cette optique, la simulation de la marche nécessite d'abord de modéliser le corps humain (sous-section 1.4.1). Ensuite, diverses solutions existent pour animer le squelette obtenu et ainsi simuler le mouvement. La simulation de la marche pathologique doit aussi répondre à certains critères. Elle doit notamment être maniable et facilement accessible aux thérapeutes. C'est la raison pour laquelle la sous-section 1.4.2 débat de l'intérêt des différents procédés avant de présenter un bilan dans la sous-section 1.4.3.

1.4.1 Modélisation du corps humain

Le corps humain correspond à une structure complexe constituée d'une enveloppe, la peau, d'une charpente, les os, et d'un ensemble d'organes et de muscles qui lui permettent de vivre et de se mouvoir. De la commande motrice aux effecteurs en passant par les actionneurs, le système locomoteur utilise une grande partie de la structure du corps humain. En raison de la trop grande complexité du système, la reproduction de toutes ces interactions ne peut aujourd'hui être envisagée sans une simplification du système.

Dans ce cadre, la modélisation du corps tente de reproduire le plus fidèlement possible les degrés de liberté (ddl) anatomiques de chacune des articulations. Le but est de respecter les mouvements de flexion – extension dans le plan sagittal, d'abduction – adduction dans le plan frontal et de rotation interne – externe dans le plan transversal. Pour cela, les articulations sont modélisées par des liaisons mécaniques de type pivot (1 ddl en rotation), rotule (3 ddl en rotation) ou glissière (1 ddl en translation) (Fig. 1.29).

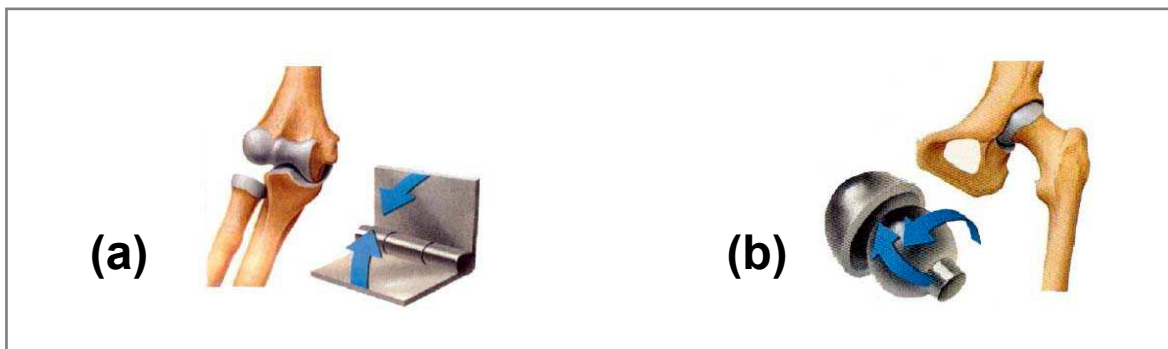


Fig. 1.29 - Exemples de liaisons mécaniques modélisant les degrés de liberté des articulations du corps humain. (a) Coude assimilé à une liaison pivot. (b) Hanche assimilée à une liaison rotule.

Ces liaisons sont supposées parfaites c'est-à-dire sans frottement et avec des axes fixes. Cette modélisation est une hypothèse simplificatrice. Du fait de la complexité des surfaces osseuses en contact, les articulations possèdent en réalité des centres instantanés de rotation. Les segments corporels sont quant à eux assimilés à des solides rigides indéformables. Ainsi, le corps humain est modélisé par une chaîne segmentaire constituée de solides rigides articulés entre eux (Fig. 1.30). Cette structure articulée est ensuite représentée mathématiquement par une chaîne cinématique. Au final, le but de la simulation consiste à animer cette chaîne afin de reproduire un mouvement réel.

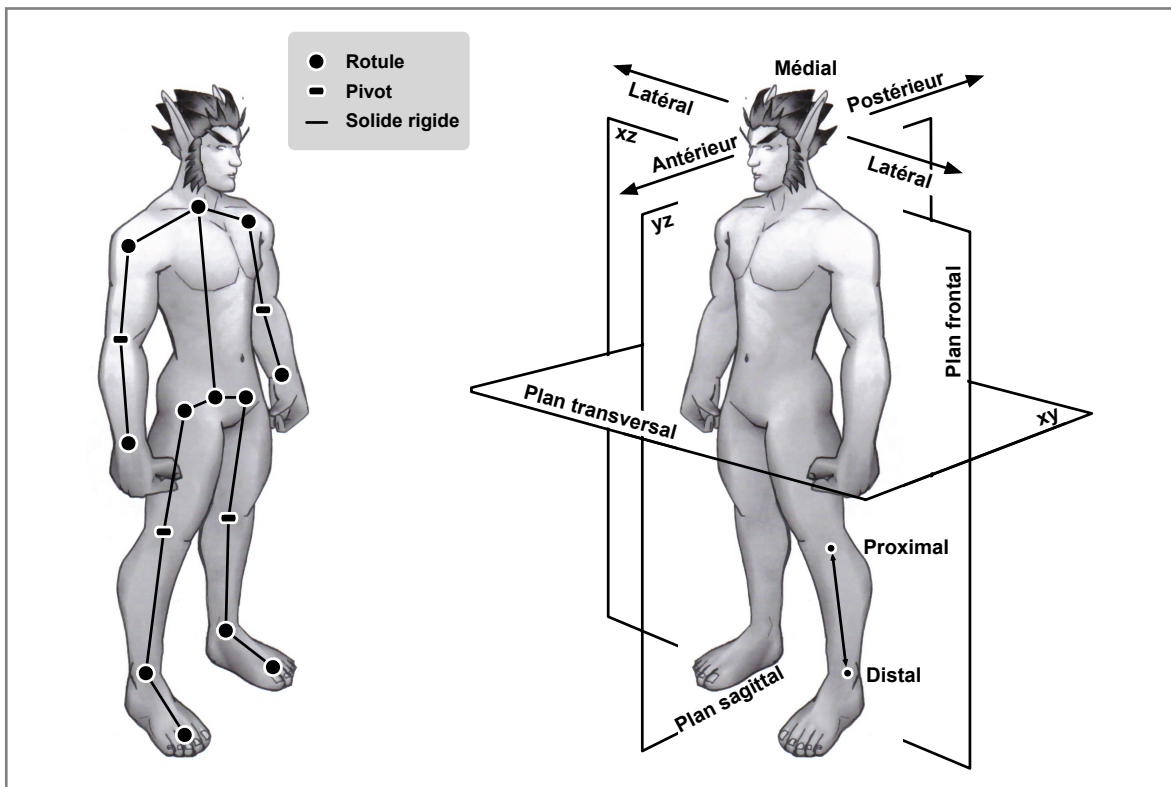


Fig. 1.30 - Modélisation du corps humain en une chaîne de solides rigides articulés et plans anatomiques.

1.4.2 Méthodes de simulation

Afin de restituer un mouvement aussi naturel que possible, la simulation du mouvement humain nécessite d'intégrer à la fois les caractéristiques anatomiques du sujet et des lois biomécaniques. Plusieurs solutions existent pour résoudre le problème de l'animation du modèle. Les méthodes de simulation peuvent être classées en deux catégories, d'un côté les approches cinématiques et de l'autre les dynamiques. Les unes comme les autres ont été originellement développées dans le champ de la robotique [Paul1981].

1.4.2.1 Simulation cinématique

Le principe de la simulation cinématique est de mettre en relation les mouvements articulaires et les mouvements des effecteurs. Ce lien peut être fait de manière directe, le mouvement des effecteurs est calculé en fonction des mouvements articulaires, ou de manière inverse, les mouvements articulaires sont déduits des mouvements des effecteurs (Fig. 1.31). Dans le domaine de la simulation du mouvement humain, les effecteurs sont généralement les mains et les pieds. Dans le cas de la marche, ils se réduisent le plus souvent aux pieds.

La **cinématique directe** correspond à une méthode descriptive. Cette méthode consiste à générer un mouvement à partir de mesures de trajectoires articulaires. La locomotion est tout particulièrement adaptée à cette technique puisqu'il s'agit de l'un des mouvements les plus étudiés. La première force de la cinématique directe est de produire un mouvement réaliste. L'intérêt de travailler dans l'espace articulaire est que la description du mouvement dans cet espace est, en première approximation, indépendante de la morphologie du sujet. Il est donc possible de simuler le mouvement de plusieurs sujets à partir de la capture du mouvement d'un seul. Pour diminuer le volume des données nécessaires à ce type de simulation, des auteurs ont cherché à décomposer la marche en plusieurs phases séparées par des instants clés [Zeltzer1982, Boulic1990, Sun2001]. Chaque phase comprend alors une configuration angulaire initiale et finale. Les étapes intermédiaires sont ensuite interpolées et la déformation du mouvement initial aboutit à la création de nouveaux mouvements. Cependant, la méthode de cinématique directe pose un problème délicat lié aux extrémités de la chaîne articulée. Lors de la marche par exemple, le contact et le glissement du pied avec le sol est difficile à contrôler. L'adaptation morphologique nécessite en réalité des ajustements [Kulpa2005]. Enfin, même s'il est possible de modifier le mouvement mesuré, ces modifications ne sont valables qu'à proximité du mouvement initial. À ces faibles modifications près, il n'est possible de simuler qu'un mouvement acquis.

La **cinématique inverse** repose sur l'idée que la plupart des mouvements ont d'abord pour objectif de déplacer les effecteurs. Les mouvements articulaires ne sont que les moyens d'atteindre cet objectif. En particulier, la marche peut être vue comme le déplacement successif et alternatif de chacun des pieds. La principale difficulté de cette méthode est que, connaissant les mouvements des effecteurs, le calcul des mouvements articulaires n'est pas simple. D'une part, la fonction de cinématique directe n'est pas linéaire et son inversion n'est donc pas triviale. D'autre part, la dimension de l'espace articulaire est généralement plus grande que celle de l'espace effecteur. Il existe donc un ensemble de solutions possibles. La recherche d'une solution particulière qui correspondrait à un mouvement réaliste peut cependant se faire en ajoutant des contraintes issues de lois de biomécanique telles que la prise en compte de la morphologie [Gleicher1998, Pronost2006], la minimisation d'énergie [Witkin1987] ou le respect des butées articulaires [Girard1985]. Cette méthode est ainsi couramment utilisée pour simuler la marche dans le domaine de l'animation [Boulic1990, Boulic1992, Baerlocher2004, Kulpa2005]. Elle a aussi fait l'objet d'une application dans le domaine paléontologique afin de tester des hypothèses de locomotion des hominidés [Nicolas2007b]. Dans la même optique, cette méthode de simulation pourrait être appliquée dans le domaine clinique. En déplaçant de manière intuitive les effecteurs, elle offre la possibilité de modifier facilement le mouvement articulaire tout en conservant ses caractéristiques biomécaniques. En outre, l'ajout de contraintes supplémentaires pourrait permettre d'individualiser un peu plus le mouvement notamment dans le cas de la marche pathologique. En somme, les simulations de marche d'un individu donné sont envisageables tout en prenant en compte sa pathologie.

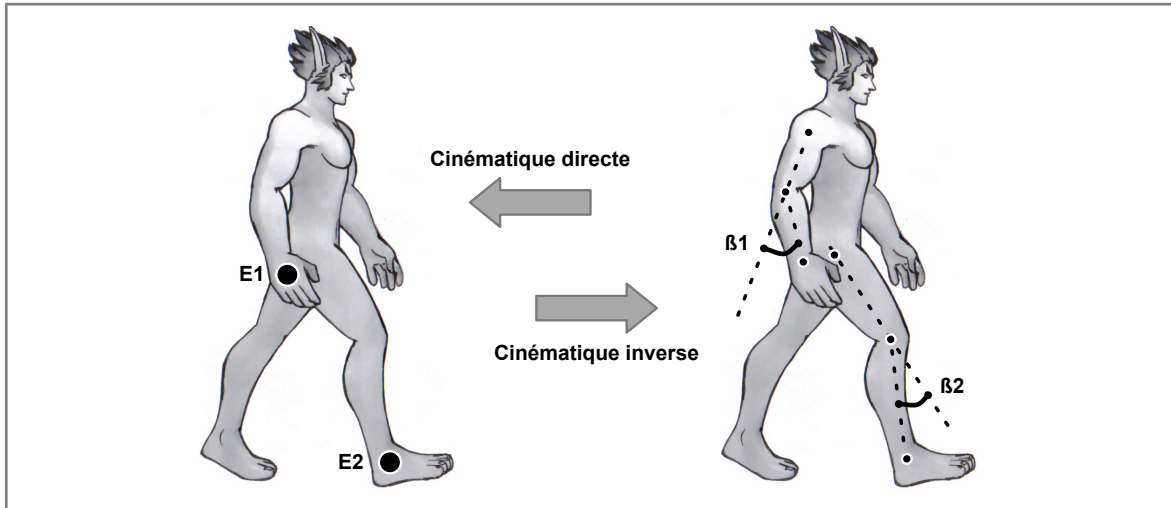


Fig. 1.31 - Principe de la simulation par cinématique directe et par cinématique inverse.

Qu'elle soit directe ou inverse, la simulation par méthode cinématique ne permet pas de garantir la réalité physique du mouvement. À l'inverse, les méthodes dynamiques prennent explicitement en compte les équations de la mécanique.

1.4.2.2 Simulation dynamique

Cette famille de méthodes s'appuie sur les forces et moments articulaires et leur lien avec la cinématique du mouvement. D'un côté, la dynamique directe calcule le mouvement engendré par des efforts articulaires connus. De l'autre, la dynamique inverse évalue les forces nécessaires pour engendrer un mouvement donné (Fig. 1.32). Les causes (les forces) et leur effet (le mouvement) sont généralement liés par les équations différentielles de type Newton-Euler ou Lagrange.

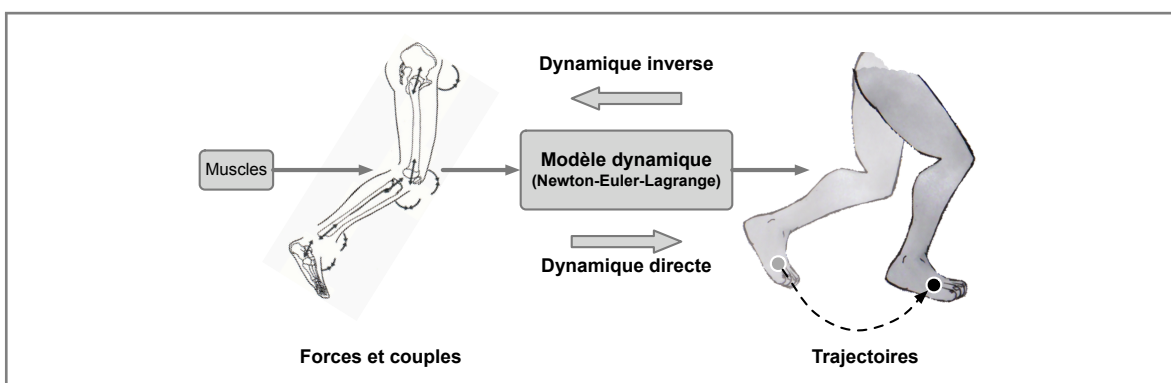


Fig. 1.32 - Principe de la simulation dynamique directe et inverse.

La dynamique inverse n'est en réalité pas utilisée pour simuler un mouvement. En effet, elle nécessite de connaître entièrement le mouvement pour remonter aux efforts. La simulation à partir de ces efforts calculés ne produirait au mieux que le mouvement initial. L'intérêt du modèle dynamique inverse, notamment dans le cadre clinique, réside dans la capacité qu'il offre de connaître les contraintes articulaires, à partir d'une mesure cinématique.

Dans le domaine robotique, le contrôle par dynamique directe paraît assez pertinent. En effet, les efforts mécaniques produits par les moteurs sont facilement accessibles. De la même manière, la simulation du mouvement humain par dynamique directe nécessite la mesure des efforts articulaires. Or, à l'inverse de la robotique, cette mesure est extrêmement délicate voire impossible à obtenir. Par conséquent, cette méthode est très peu utilisée telle quelle pour la simulation du mouvement, hormis dans quelques cas très simplifiés comme le pendule inversé, vu précédemment, ou le modèle balistique [Mochon1980, McGeer1990, Garcia1998]. Ces modèles offrent un outil d'analyse limité. Seuls quelques paramètres globaux peuvent être explorés : poids, taille, longueur de jambe etc. De plus, ils ne sont pas adaptables au sujet et à sa pathologie. Le modèle dynamique direct n'est en général pas utilisé seul mais dans une boucle de contrôle (Fig. 1.33). Ainsi, les efforts articulaires n'ont pas à être mesurés mais sont produits par le contrôleur placé en amont du système dynamique. Le bloc contrôleur modélise l'ensemble de la commande motrice humaine, c'est-à-dire le système neuro-musculaire. Le système dynamique contrôlé représente quant à lui le système squelettique avec les paramètres inertiels issus des tables anthropométriques. L'intérêt de cette approche est de pouvoir simuler le mouvement via la tâche à réaliser et le contrôleur. Il est cependant possible de définir deux familles d'approches. Dans le premier cas, le système neuro-musculaire est vu comme une boîte noire dont il s'agit d'identifier les paramètres internes sans se soucier de sa réalité biologique. Dans le second, ce bloc est séparé en deux parties, neurale et musculaire. La partie musculaire est construite à partir de connaissances anatomiques *a priori*.

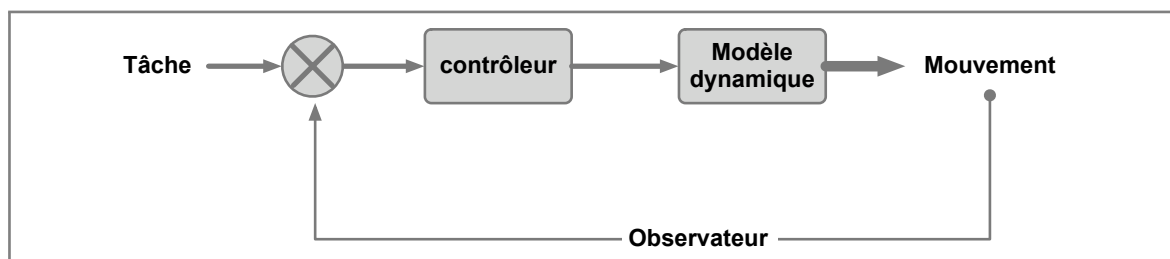


Fig. 1.33 - Principe de la simulation dynamique par contrôleur.

Les **modèles dits de boîtes noires** permettent de reproduire et d'explorer la marche normale [Channon1992, Koopman1995, Gorce1996, Kepple1997], la marche pathologique [Tashman1995, Kerrigan1998, Ephanov2002] ou la course [Hodgins1996]. La principale difficulté réside dans la définition d'un contrôleur capable de vérifier les contraintes cinématiques tout en produisant un mouvement naturel. En outre, le temps de calcul est souvent très élevé. Il peut être diminué au risque de simplifier grossièrement le modèle [Ren2006]. Malgré tout, Ephanov et Hurmuzlu parviennent à reproduire les caractéristiques principales de marches pathologiques liées à la faiblesse du soléaire et des extenseurs de hanche ou à une insuffisance du quadriceps [Ephanov2002]. Toutefois, ils reproduisent un pattern global qui ne rend aucunement compte de la marche pathologique d'un sujet particulier. Une approche par commande optimale [Mombaur2001] génère une solution qui minimise un critère global tel que l'énergie cinétique dépensée. Ce modèle produit des résultats intéressants alors qu'il ne nécessite aucune donnée expérimentale. À notre connaissance, cette technique n'a cependant pas fait l'objet d'application dans le domaine de la marche pathologique. D'une manière générale, ces approches ne permettent pas d'identifier les paramètres discriminants de la marche d'un individu donné. Couramment employées en robotique, elles tentent plutôt de reproduire un mouvement naturel et/ou fournissent une solution optimale à la réalisation d'une tâche globale. Finalement, si ces modèles fournissent des informations précieuses sur le pattern de marche, ils semblent encore mal adaptés et peu intuitifs pour l'étude de la marche pathologique d'un individu donné.

Les **modèles musculo-squelettiques** visent à s'approcher encore un peu plus du fonctionnement du corps humain. Les efforts en entrée du bloc dynamique correspondent en fait à des efforts musculaires [Yamaguchi1990, Pandy2001, Zajac2003, Thelen2006, Delp2007]. Ils présentent l'avantage de pousser plus en avant l'exploration de la marche normale comme de la marche pathologique. En effet, cette approche génère non seulement un mouvement de marche [Delp1996, Anderson2001], mais elle estime aussi les activations et les forces musculaires mises en jeu (Fig. 1.34) [Delp1990, Piazza1996, Neptune2001, Higginson2006, Arnold2007]. Ajoutons que ces modèles sont parfois complétés par l'intégration d'un module lié au contrôle nerveux [Taga1994, Ogiwara2001, Paul2005, Zhang2007], même si les théories liées au contrôle moteur restent toutefois discutées. Du reste, les modèles musculo-squelettiques sont basés sur des hypothèses génériques. La simulation de la marche d'un individu particulier nécessiterait d'adapter le modèle musculaire et surtout son activation. Dans le cadre d'une marche spécifique, les insertions des muscles ou la combinaison de leurs actions apparaissent comme autant de sources d'incertitudes.

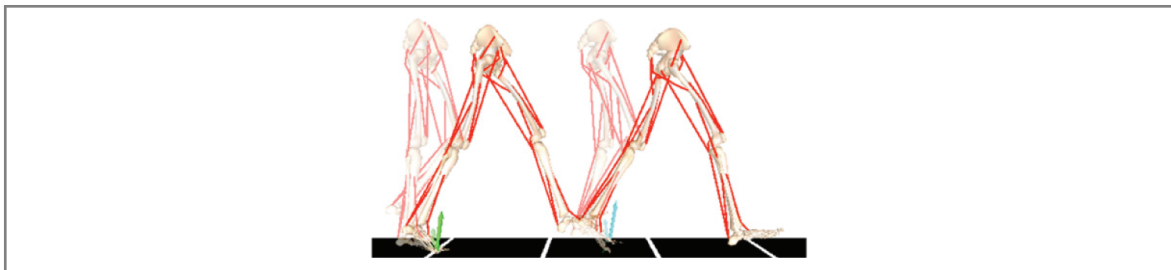


Fig. 1.34 - Modèle musculo-squelettique appliqué à la marche [Neptune2008].

1.4.3 Intérêt de la simulation en rééducation

L'apport de la simulation de la marche dans son exploration globale n'est plus à démontrer. Nous pensons même qu'il pourrait s'agir d'un outil performant dans l'analyse de la marche spécifique d'un sujet souffrant d'une pathologie. Par le biais de la simulation, à condition de respecter les caractéristiques de la marche et d'en intégrer les spécificités, le thérapeute pourrait approfondir son analyse de la marche pathologique préalable à toute rééducation. Toutefois, tous les procédés générant un mouvement n'offrent pas ces possibilités. En outre, dans le cadre d'un examen de routine, la mise en œuvre d'une simulation doit demeurer relativement accessible.

Les modèles dynamiques par boîte noire ne semblent pas répondre à tous ces critères. En effet, s'ils permettent la définition d'un contrôleur générique, il semble difficile d'adapter les paramètres de ce contrôleur aux spécificités de la marche d'un sujet. Cela est d'autant plus vrai que ces paramètres sont en général détachés de toute réalité biologique. Si les modèles musculo-squelettiques représentent certainement l'avenir, ils s'appuient encore sur de nombreuses hypothèses globales, modèle musculaire, points d'insertions, lignes d'action, propriétés du muscle... Là encore, les paramètres sont très nombreux et difficiles à individualiser. Ajoutons que la complexité et la redondance de ces modèles aboutissent à des hypothèses simplificatrices. La simulation est en particulier souvent restreinte à un seul plan.

Afin d'éviter ces hypothèses simplificatrices, il est nécessaire de réduire l'espace des paramètres du modèle. Au lieu de s'intéresser aux causes du mouvement à travers les muscles, il nous paraît judicieux de s'intéresser directement aux mouvements décrits. En outre, de notre point de vue, la génération de mouvement doit être directement liée aux paramètres déterminants de la marche tels que la vitesse de déplacement ou la fréquence de pas. Ainsi, les modèles cinématiques permettent de simuler un mouvement soit à partir des trajectoires articulaires dans le cadre de la cinématique directe, soit à partir des trajectoires cartésiennes dans le cas de la cinématique inverse. Ces modèles se basent donc sur des données facilement accessibles. La cinématique directe est toutefois fortement dépendante des trajectoires acquises. Les modifications et adaptations sont réduites et elles risquent de produire un mouvement irréaliste. Surtout, ce modèle ne permet pas de mettre en relation les paramètres de la marche entre eux. Son application dans le domaine clinique est donc limitée. Au contraire, les limitations de la cinématique inverse paraissent moins contraignantes dans la simulation de la marche pathologique. Le modèle calcule les trajectoires articulaires pour réaliser une tâche donnée dans l'espace cartésien. Autrement dit, la chaîne segmentaire est animée par les angles articulaires en fonction du déplacement des extrémités de cette chaîne. Le mouvement produit est certes dépendant des trajectoires acquises, mais le modèle de cinématique inverse offre une grande adaptabilité. Des contraintes supplémentaires peuvent être ajoutées au modèle pour prendre en compte les spécificités de l'individu et de sa pathologie. Finalement, la cinématique inverse paraît un outil prometteur dans le cadre de notre problématique.

Synthèse & objectifs

L'objectif de nos travaux est de proposer une boucle complète allant de l'analyse à la simulation de la marche pathologique en passant par sa modélisation. Comme nous l'avons expliqué précédemment, il est illusoire de prétendre créer un modèle générique permettant de simuler tout type de marche pathologique. Par conséquent, nous nous sommes intéressés spécifiquement au cas de la marche hémiparétique.

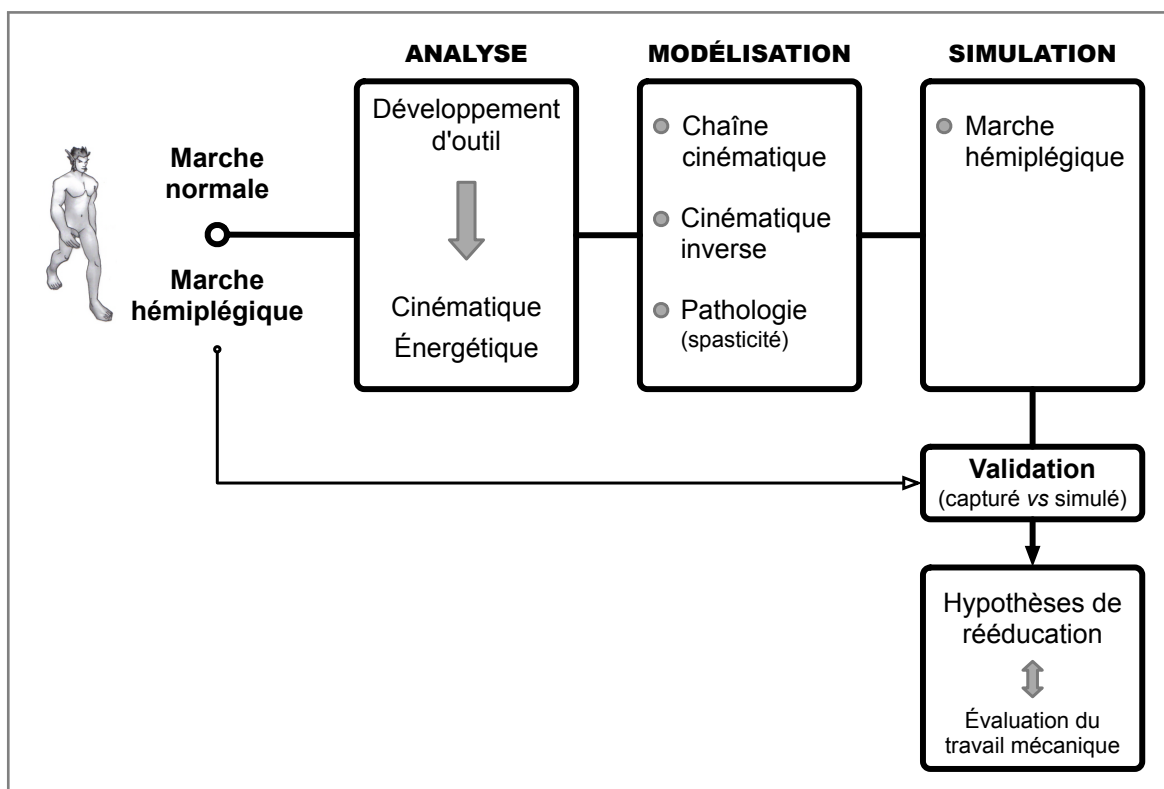


Fig. 1.35 - Schéma de synthèse de la boucle analyse – modélisation – simulation de la marche hémiparétique.

L'étude bibliographique montre que l'influence de l'hémiplégie sur la marche a été assez largement étudiée. Cependant, il en ressort une connaissance globale de la marche hémiplégique. Or, nous avons vu précédemment qu'il existait d'une part une grande diversité dans cette locomotion, et que d'autre part, la rééducation devait au contraire être spécifique à la marche du sujet. Afin d'envisager une rééducation de la marche adaptée à l'individu, il est donc nécessaire d'effectuer une analyse au préalable de la marche du sujet hémiplégique étudié. Cette analyse doit aussi être transposable au milieu clinique, elle doit donc être à la fois simple à mettre en oeuvre et riche en informations. Pour cela, l'analyse cinématique tridimensionnelle semble être un outil adapté. Elle permet de fournir des informations sur la cinématique et l'énergétique du mouvement. En outre, si nous souhaitons effectuer ces mesures dans le cadre d'examen clinique de routine, le traitement des données doit être facilité et automatisé. Il paraît également nécessaire de mesurer plusieurs cycles de marche dans un milieu sécurisé et souvent restreint. Le tapis roulant semble donc l'outil privilégié pour effectuer ces analyses de la marche. Cependant, cette contrainte pourrait introduire des biais dans l'analyse de la marche. L'un des principaux serait de négliger la variation de la vitesse du tapis. En conséquence, l'objectif du chapitre 2 se décompose en trois points :

- la définition d'un module générique d'analyse du mouvement à partir des données cinématiques issues des captures du mouvement,
- le développement d'un outil de calcul de la vitesse instantanée du tapis à partir des données cinématiques du sujet,
- l'évaluation de l'influence de la variation de la vitesse du tapis roulant sur les paramètres énergétiques de la marche.

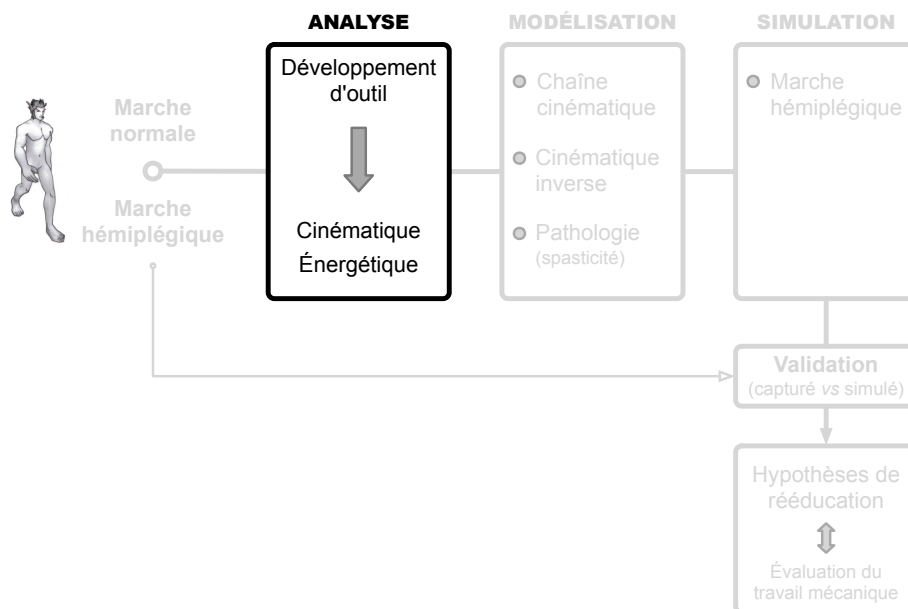
L'étude bibliographique nous a également montré que la modélisation de la marche pathologique reste peu courante. Qui plus est, lorsqu'elle existe, cette modélisation est restreinte à la définition d'un modèle moyen non adapté à la marche d'un sujet particulier. La revue de question sur les méthodes de modélisation aboutit au choix de la cinématique inverse. L'un des intérêts de cette approche est de pouvoir intégrer la pathologie du sujet via la tâche secondaire. Dans ce cadre, le chapitre 3 vise à décrire les différents éléments du modèle par cinématique inverse, à savoir :

- le modèle géométrique sous-jacent,
- la technique de résolution,
- les différents paramètres à optimiser dans la tâche secondaire afin de prendre en compte la pathologie.

Enfin, le chapitre 4 propose de tester le modèle choisi en confrontant les données issues de la capture de la marche de sujets hémiplégiques avec celles issues de la simulation. Ce chapitre propose en outre une illustration de l'intérêt potentiel de la simulation de la marche pathologique à travers l'évaluation d'hypothèses de rééducation.

Chapitre 2

Développement d'outils d'analyse



Comme nous l'avons mentionné précédemment, toute modélisation nécessite une analyse *a priori*. Notre travail s'appuie donc logiquement sur une analyse de la marche hémiplegique. Cependant, pour une mise en œuvre simple, il paraît préférable de se baser uniquement sur des données cinématiques. Ce chapitre a donc pour but de présenter les outils d'analyse développés afin de faciliter le traitement et l'analyse des données acquises lors d'un examen de routine de la marche.

Les captures du mouvement constituent les données sources de notre analyse de la marche. À partir de la cinématique de points anatomiques particuliers, des paramètres pertinents du mouvement de marche peuvent être déterminés : angles articulaires, vitesse de marche, longueur et fréquence de foulée, énergie mécanique . . .

L'obtention de ces paramètres demandent toutefois un traitement informatique des données acquises. Après avoir décrit le matériel utilisé, la section 2.1 présente la librairie de fonctions Matlab développée pour automatiser le processus de traitement des données.

L'étude de la marche a de plus été réalisée sur tapis roulant, des solutions alternatives et des difficultés supplémentaires surviennent alors dans le traitement des données. La section 2.2 traite donc des solutions spécifiques apportées à l'analyse dans cet environnement.

2.1 Librairie de fonctions

Cette section décrit le travail mis en œuvre dans le traitement des fichiers de capture de mouvement. Cette dernière consiste à mesurer le déplacement de marqueurs, placés sur le sujet, dans l'espace cartésien en 3D (cf. sous-section 1.1.2.1.2). Le traitement des fichiers acquis vise, non pas à exploiter ces données brutes, mais plutôt les données anatomiques correspondantes. En d'autres termes, l'intérêt est de passer des positions des **marqueurs** à celles des **nœuds** anatomiques nécessaires à l'analyse biomécanique (Fig. 2.1).

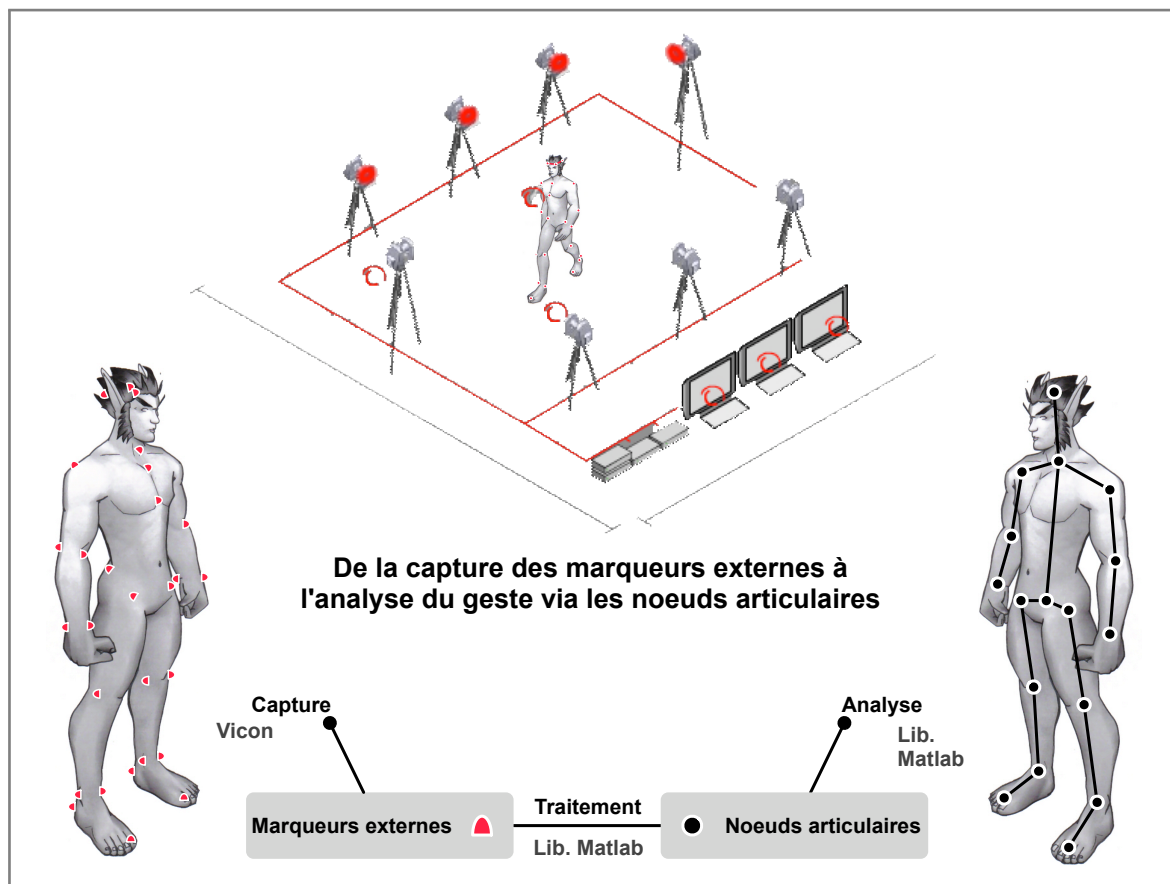


Fig. 2.1 - Principe du passage des données brutes de la capture du mouvement aux données anatomiques à travers l'utilisation d'un traitement informatique générique.

Par le biais d'une librairie de fonctions, l'objectif final est de fournir un outil générique capable de prendre en compte n'importe quel jeu de marqueurs et d'en déduire la position des points anatomiques associés.

La sous-section 2.1.1 présente d'abord le matériel utilisé. Le passage des marqueurs aux nœuds est ensuite explicité et tout particulièrement dans le cas de l'étude de la marche (sous-section 2.1.2). Enfin, la sous-section 2.1.3 traite du principe général de cette librairie de fonctions.

2.1.1 Matériels

Le laboratoire Mouvement Sport Santé ou M2S dispose de deux systèmes optoélectroniques Vicon (Vicon, Oxford, UK) pour réaliser des captures de mouvements (Fig. 2.2) :

- soit le Vicon 370, il se compose de sept caméras infrarouges cadencées à 60 Hz et enregistre le déplacement de marqueurs réfléchissants de 25 mm de diamètre.
- soit le Vicon Mx40, il est équipé de douze caméras infrarouges cadencées à 120 Hz. Avec ce système, selon le type de mouvement et le volume de capture, plusieurs tailles de marqueurs peuvent être appliquées. Dans le cas de la marche, il est courant d'utiliser les marqueurs de 14 mm de diamètre.

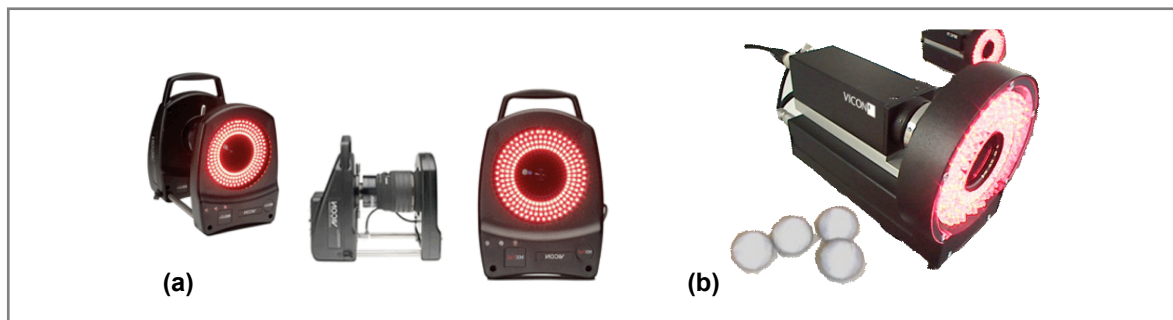


Fig. 2.2 - Caméras de deux systèmes Vicon. (b) Caméras Vicon Mx 40. (a) Caméra Vicon 370 et marqueurs de 25 mm.

Quel que soit le système de capture, la méthode suivie est identique. Les marqueurs réfléchissants sont fixés sur la peau à partir de repères anatomiques standardisés (cf. sous-section 2.1.2). Une fois le mouvement capturé, un premier traitement informatique lié au système optoélectronique permet d'obtenir, au cours du temps, les positions en 3D du jeu de marqueurs. L'ensemble des trajectoires sont regroupées dans un fichier de type C3D.

Ces données C3D brutes ne peuvent pas faire l'objet d'une analyse biomécanique. Elles doivent d'abord être interprétées et associées à des nœuds anatomiques correspondant aux articulations du sujet. L'utilisation directe des trajectoires des marqueurs de la peau risquerait d'engendrer des erreurs sur l'ensemble des calculs qui en découle : angles articulaires, taille des segments, etc.

Afin de maîtriser l'ensemble de la chaîne de traitement allant des marqueurs aux nœuds, nous avons opté pour le développement d'une librairie de fonctions programmées sur le logiciel Matlab 6.5 (The Mathworks, Natick, Massachusetts, US). Ce second traitement informatique doit permettre d'aboutir aux trajectoires articulaires de l'ensemble des segments constituant le corps humain. Toutefois, le passage des marqueurs aux nœuds est dépendant de certaines hypothèses.

2.1.2 Des marqueurs aux nœuds anatomiques

Afin de réaliser une capture de mouvement, les sujets sont équipés d'une base de 34 marqueurs placés sur des repères anatomiques standardisés (Tab. 2.1). Au-delà de mouvements simples comme la marche ou la course, ce jeu de marqueurs s'avère parfois limitant.

Des marqueurs supplémentaires peuvent alors être ajoutés pour s'adapter aux gestes et à la précision de mesure souhaitée. Une fois les trajectoires capturées, en respectant les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (ISB) [Wu2002, Baker2003, Wu2005], les positions des marqueurs, externes, permettent de retrouver les positions des nœuds, internes, correspondant aux articulations inter-segmentaires.

Tab. 2.1 - Marqueurs externes et leurs placements en fonction des repères anatomiques correspondants.

Marqueurs	Repères anatomiques
Tête	
LFHD et RFHD	Os frontal côté gauche et droit
LBHD et RBHD	Os occipital côté gauche et droit
Membres supérieurs	
LSHO et RSHO	Acromion gauche et droit
LHUM et RHUM	Épicondyle médial de l'humérus gauche et droit
LRAD et RRAD	Tête du radius gauche et droit
LWRA et RWRA	Processus styloïde du radius gauche et droit
LWRB et RWRB	Processus styloïde de l'ulna gauche et droit
Tronc	
CLAV	Incisure jugulaire du sternum
STRN	Processus xyphoïde
C7	Processus épineux de la 7 ^e cervicale
T10	Processus épineux de la 10 ^e dorsale
Pelvis	
LFWT et RFWT	Épine iliaque antéro-supérieure gauche et droite
LBWT et RBWT	Épine iliaque postéro-supérieure gauche et droite
Membres inférieurs	
LKNE et RKNE	Condyle latéral du fémur gauche et droit
LKNI et RKNI	Condyle médial du tibia gauche et droit
LANE et RANE	Malléole externe gauche et droite
LANI et RANI	Malléole interne gauche et droite
LHEE et RHEE	Pternion gauche et droit
LTOE et RTOE	Acropodion gauche et droit

Dans le cadre de ce travail (Fig. 2.3), les 34 marqueurs de base permettent une modélisation du corps humain en 12 solides rigides représentant la tête, les deux bras, les deux ensembles avant-bras plus main, le tronc, les deux cuisses, les deux jambes et les deux pieds. Les nœuds représentent les points proximaux et distaux de ces segments. Ils sont au nombre de 19 avec le haut de la tête (T), le haut du tronc (HT), le bas du tronc (BT), les épaules gauche (EG) et droite (ED), les coudes gauche (CG) et droit (CD), les poignets gauche (PG) et droit (PD), les hanches gauche (HG) et droite (HD), les genoux gauche (GG) et droite (GD), les chevilles gauche (CHG) et droite (CHD), les talons gauche (TG) et droit (TD) et enfin les orteils gauches (OG) et droits (OD).

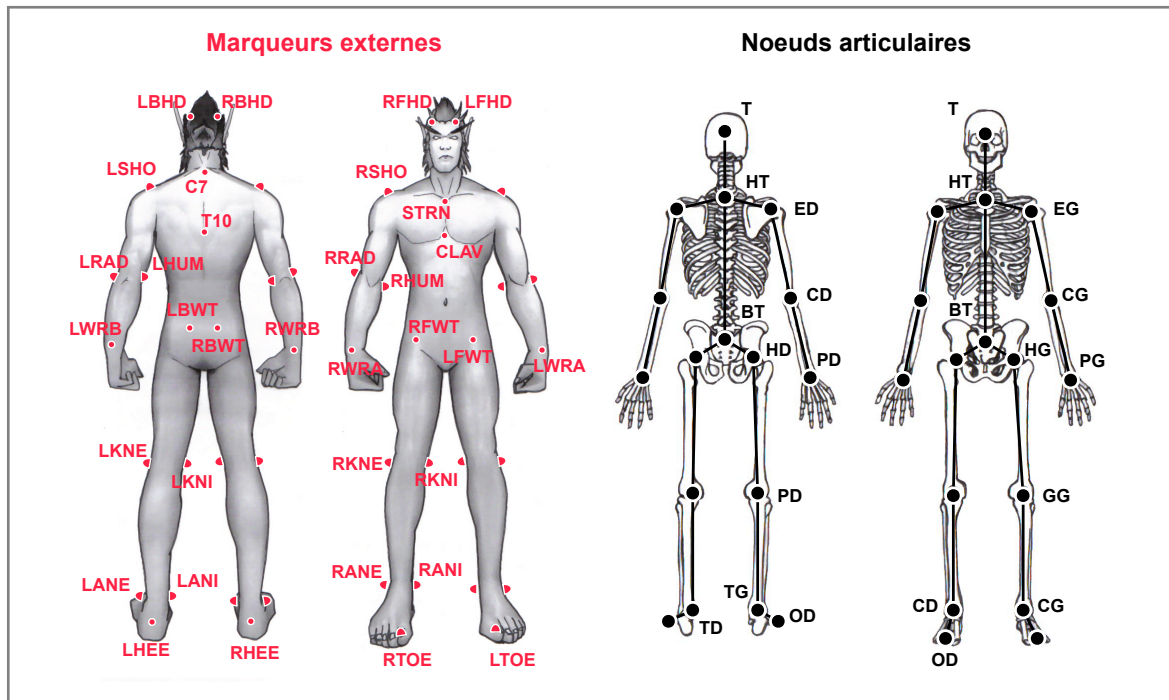


Fig. 2.3 - Des 34 marqueurs externes aux 19 nœuds anatomiques.

L'estimation des centres articulaires est une étape importante pour minimiser l'erreur sur les paramètres calculés. Lorsque la méthode *gold standard* à base de radiographie ne peut être appliquée, deux approches sont utilisées pour estimer les centres articulaires : l'une dite fonctionnelle et l'autre prédictive. Notons qu'elles sont appliquées sans qu'il existe un consensus sur la supériorité de l'une ou l'autre.

Les méthodes fonctionnelles se basent sur la géométrie de mouvements standardisés comme la flexion – extension, abduction – adduction ou les rotations média-latérales et la circumduction [Cappozzo1984, Cappozzo1991]. Ces techniques sont généralement recommandées lorsqu'il est possible d'analyser une amplitude de mouvement suffisamment grande [Wu2002, Wu2005]. Cependant, chez des sujets atteints d'une pathologie, cette approche est souvent difficile à appliquer. Elle peut être source d'erreur notamment pour l'estimation du centre articulaire de la hanche [Seidel1995, Kirkwood1999, Leardini1999]. Notons tout de même que certains travaux n'excluent pas totalement l'utilisation de cette approche pour les populations pathologiques [Piazza2001, Piazza2004].

Une alternative aux méthodes fonctionnelles consiste à utiliser une des méthodes prédictives [Wu2002, Wu2005]. Ces méthodes estiment les centres articulaires grâce à des régressions linéaires liées aux dimensions des segments. La comparaison de méthodes prédictives révèle toutefois des différences pouvant atteindre quelques centimètres (31 mm au niveau de la hanche)

[Harrington2007]. Cependant, lorsqu'une méthode est choisie, ces mêmes auteurs concluent sur le fait que les équations de régressions peuvent être généralisées à diverses populations normales et pathologiques. Dans ces travaux, cette approche a été préférée en raison de la population étudiée et afin de conserver une méthode générique facilement applicable à tous les centres articulaires. Pour les poignets, coudes, genoux et chevilles, l'axe articulaire est représenté par les deux marqueurs médial et latéral de ces articulations. Leur centre articulaire ou nœud correspond alors au milieu des deux marqueurs. De la même façon, les nœuds haut du tronc et bas du tronc sont les milieux respectifs des épaules et des hanches une fois ces derniers déterminés. Cependant, la détermination de ces centres articulaires, épaules et hanches, fait l'objet d'une attention particulière [Wu2002, Wu2005]. Si les méthodes fonctionnelles peuvent être employées [Cappozzo1984, Leardini1999, Begon2007], les méthodes prédictives ont ici été préférées pour déterminer les nœuds des épaules [Meskers1998, Reed1999] et des hanches [Bell1990, Leardini1999]. Précisons que le nœud articulaire correspondant au haut de la tête a simplement été déterminé en calculant le milieu des quatre marqueurs posés sur la tête.

De manière générale, quelle que soit la correspondance théorique établie entre les marqueurs et les nœuds, les fichiers de capture de mouvement (C3D) sont pris en charge par la librairie de fonctions Matlab. Le passage des marqueurs aux nœuds est alors obtenu, par l'appel de fonctions spécifiques, en trois étapes :

1. Chargement et lecture du fichier de capture de mouvement.
2. Calcul des trajectoires des nœuds à partir de celles des marqueurs.
3. Sauvegarde d'un fichier Matlab contenant les trajectoires de tous les nœuds.

2.1.3 Principes de base de la librairie

L'objectif de la librairie développée sous Matlab est de fournir un outil générique et automatisé de traitement des fichiers de capture de mouvement. Une fois intégrée dans le logiciel Matlab, l'utilisateur dispose d'un panel de plus de 100 fonctions d'analyse biomécanique.

Chacune des fonctions respecte le même formalisme (Fig. 2.4). La première ligne est consacrée au nom d'appel de la fonction et à la définition de ses paramètre(s) d'entrée(s) et de sortie(s). Ensuite, dans la partie commentée, signalée en début de ligne par un symbole pourcentage (%), sont indiqués :

- la date de la dernière modification (a),
- le rôle de la fonction et des informations complémentaires si nécessaire (b),
- le détail et le type des paramètres d'entrée et de sortie de la fonction (c).

La définition de cet en-tête a une double fonction pour l'utilisateur et le programmeur. Il renseigne sur la manière dont la fonction peut être employée et peut être appelée directement de l'espace de travail Matlab à partir de la commande `help`. Les fonctions sont renseignées de messages d'erreur en cas de vice d'utilisation.

Une tâche spécifique est attribuée à chacune des fonctions. Elle peut être simple et n'appeler qu'une et unique fonction ou, au contraire, quand la tâche est plus complexe plusieurs sous-tâches sont nécessaires. La fonction principale fait alors appel à d'autres fonctions. Ainsi, se distinguent les fonctions élémentaires et les fonctions complexes qui, pour réaliser leur tâche, appellent elles-mêmes des fonctions élémentaires et/ou d'autres fonctions complexes. Par exemple, le calcul d'un produit vectoriel constitue une tâche simple assurée par une fonction élémentaire alors que la fonction qui calcule le CoM d'un sujet fait appel à diverses fonctions (Fig. 2.5).

```

1 function [trajsNodes]=convertC3DmxToNodesTrajs(trajsC3D, markersList)
2
3 % 20070723
4 % Cette fonction retourne les trois colonnes X, Y et Z de tous les noeuds,
5 % parmi un tableau contenant les trajectoires des marqueurs (trajsC3D).
6 % Lors de l'ajout d'un squelette modifier les fonctions suivantes :
7 % - proximalOfModel
8 % - distalOfModel
9 % - nodesOfSkeleton
10 % - getNbNodes
11 % - limbsOfModel
12 %
13 % entrees :
14 % - trajsC3D : tableau des coordonnees des marqueurs de la mocap.
15 % - makersList : liste des marqueurs de la mocap (char)
16 %
17 % sorties :
18 % - trajsNodes : tableau des coordonnees X, Y et Z des noeuds.
19
20 % On cree la variable globale LIB_SKELETON :
21 global LIB_SKELETON;
22 % On recupere la taille des tableaux
23 n = size(trajsC3D,1);
24 % On verifie que la variable globale LIB_SKELETON existe :
25 if length(LIB_SKELETON)== 0
26     displayEcho(3, '', 'La variable globale LIB_SKELETON n''a pas ete creee !!')
27     trajsNodes=zeros(n,3);
28 else
29     % On regarde le modele de marqueurs utilise
30     switch LIB_SKELETON,
31

```

Fig. 2.4 - Formalisme de l'en-tête des fonctions de la librairie développée sous Matlab.

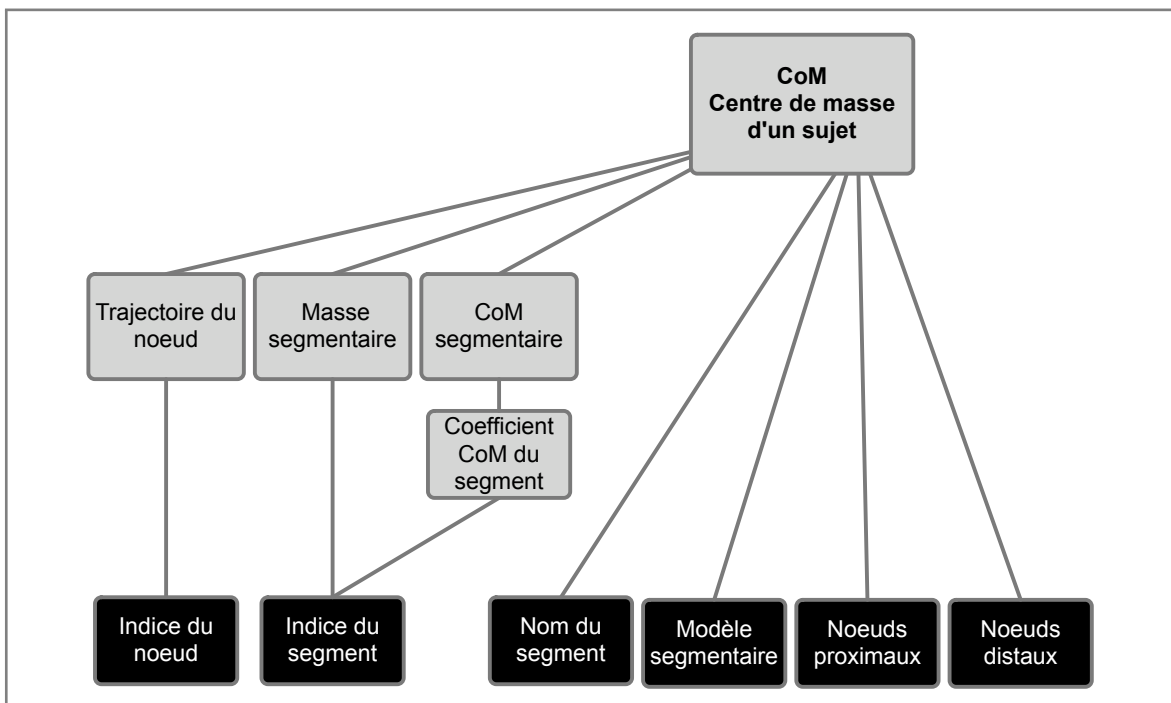


Fig. 2.5 - Arborisation d'une fonction complexe de la librairie Matlab. La fonction centre de masse appelle diverses fonctions complexes (gris) et élémentaires (noir) nécessaires à la réalisation de la tâche.

Toutes les fonctions de la librairie s'avèrent ainsi autonomes et peuvent faire appel les unes aux autres. Par souci de clarté, les fonctions sont regroupées thématiquement, par blocs de traitement :

- Le **bloc vicon** rassemble les fonctions permettant de lire et de charger les fichiers C3D liés aux captures de mouvements, qu'ils contiennent un ou plusieurs sujets. Il permet aussi de récupérer indépendamment la trajectoire d'un marqueur grâce à son nom et à celui du sujet si besoin.
- Le **bloc squelette** définit toutes les étapes nécessaires au passage des marqueurs aux nœuds selon le squelette choisi c'est-à-dire le modèle segmentaire modélisant le corps humain. La définition du squelette est déterminante et est adaptable au jeu de marqueurs utilisé. Ce bloc offre aussi la possibilité de charger les trajectoires des nœuds à partir de leur nom ou de leur indice.
- Le **bloc trajectoire** est composé des fonctions de traitement des trajectoires telles que les filtres ou les réorientations, selon l'axe sagittal par exemple.
- Le **bloc biomécanique** contient notamment toutes les fonctions liées aux calculs du centre de masse, du travail mécanique ou encore des paramètres spatio-temporels de la marche. Notons que pour le calcul du centre de masse, selon la méthode choisie, l'utilisateur dispose de trois tables anthropométriques [Dempster1955, Zatsiorsky1990, de Leva1996].
- Le **bloc mathématique** réunit entre autres les fonctions de dérivation, d'intégration, de calcul d'angles ou des matrices de rotation.
- Le **bloc statistique** contient des fonctions statistiques simples comme le calcul de l'erreur moyenne au carré.
- Le **bloc affichage** est destiné aux tracés des graphiques et de toutes les fonctions de visualisation.
- Les **blocs spécifique et temporaire** sont deux répertoires de fonctions personnelles. Contrairement aux blocs précédents, ils contiennent des fonctions de traitement non génériques et généralement spécifiques à l'utilisateur. Si le premier bloc – spécifique – contient plutôt les fonctions principales de traitement, le second – temp – est plutôt réservé aux fonctions en cours de développement.

À partir de cette librairie de fonctions Matlab, deux processus peuvent se dissocier dans la prise en charge des fichiers de capture de mouvement. Le premier permet de passer d'un fichier C3D, contenant les trajectoires des marqueurs, à un fichier de sauvegarde Matlab (MAT), comprenant lui les trajectoires des nœuds. Ce processus allant des marqueurs aux nœuds est automatisé, il prend en compte le type de C3D chargé (vicon 370 ou vicon MX40), le jeu de marqueurs utilisé, le modèle segmentaire modélisant le corps humain et le nom du sujet dans le cas où plusieurs sujets auraient été capturés en même temps. Les trajectoires sont également exprimées en mètre et réorientées si besoin. Ainsi, le fichier MAT contient toutes les données nécessaires à l'analyse du mouvement capturé.

Le second processus, l'analyse proprement dite, regroupe toutes les chaînes de calcul biomécanique nécessaires à l'analyse du mouvement capturé, des angles segmentaires au travail mécanique en passant par les paramètres spatio-temporels, etc.



La librairie de fonctions Matlab représente aujourd'hui un outil précieux dans l'analyse des captures de mouvement. Son développement a permis d'automatiser le traitement et l'analyse des fichiers de capture de mouvement. Elle offre un panel de fonctionnalités génériques et relativement simples d'utilisation. Des améliorations restent toutefois à apporter. À l'heure actuelle, l'ajout d'un nouveau squelette fait appel à de trop nombreuses modifications, il doit être simplifié. Il serait notamment judicieux de rassembler dans une seule fonction l'intégration d'un nouveau squelette. Cette librairie Matlab manque aussi de certaines fonctionnalités. L'intégration d'un bloc de simulation allant de la cinématique inverse à la simulation musculo-squelettique apparaît incontournable dans l'avenir.

Dans le cadre de ce travail, le développement de la librairie de fonctions Matlab constituait une étape nécessaire et préalable à toute analyse de la marche. En outre, étant donné que les analyses ont été réalisées sur tapis roulant, nous devons adapter nos outils à cet environnement. Que ce soit la détection des événements du cycle ou le calcul du travail mécanique, une adaptation des procédures de calcul s'imposait.

2.2 Analyses spécifiques liées au tapis roulant

Le tapis roulant est un outil couramment employé dans la recherche comme dans le milieu clinique. Il offre en effet un environnement privilégié pour l'analyse et l'évaluation de la marche. C'est un espace sécurisé où les sujets peuvent être harnachés pour prévenir les chutes. Il permet de réduire et de contrôler l'espace nécessaire à l'expérimentation.

L'étude de la marche sur tapis roulant nécessite néanmoins quelques adaptations. L'automatisation et le traitement des données capturées sur tapis roulant ont ainsi fait l'objet d'un développement particulier. Le calcul des caractéristiques de la marche, allant des paramètres spatio-temporels au travail mécanique, relève en fait d'un double défi : s'appuyer uniquement sur les données cinématiques du sujet et s'adapter à la marche sur tapis roulant.

Les sous-sections suivantes présentent trois outils spécifiques liés aux contraintes du tapis roulant. Tout d'abord, la mise en place d'un outil unique de détection des événements du cycle de marche (sous-section 2.2.1). D'autre part, le calcul de la vitesse instantanée du tapis roulant à partir de la cinématique du sujet (sous-section 2.2.2). Enfin, l'adaptation du calcul du travail mécanique à la variation de la vitesse du tapis roulant (sous-section 2.2.3). Au final, tout ceci est finalement intégré à la librairie de fonctions Matlab.

2.2.1 Détection des événements du cycle

L'utilisation d'une PFF constitue la méthode *gold standard* pour détecter les événements d'un cycle de marche, CT et DO [Brodland1987, Hansen2002]. Cependant, elle nécessite un équipement particulier.

Les tapis roulants instrumentés de PFF restent encore aujourd'hui peu répandus. Plusieurs méthodes alternatives existent, elles ont été développées à base d'accéléromètres [Auvinet2002, Mansfield2003, Jasiewicz2006, Maffiuletti2008], de gyroscopes [Tong1999, Aminian2002] et récemment [Lau2008] ou encore de semelles instrumentées de capteurs de forces [Mills2007] ou de capteurs de pressions [Nilsson1985, Beauchet2008].

Si nous nous intéressons uniquement aux données cinématiques issues des captures de mouvement, là encore, certaines méthodes s'avèrent efficaces. Il existe d'un côté les méthodes basées sur des inspections visuelles [Mickelborough2000, Ghoussayni2004] et, d'un autre côté, les méthodes automatisées [Hreljac2000b, Hreljac2000a, O'Connor2007]. Avec les premières, CT et DO sont déterminés un par un à partir des tracés des positions et des vitesses des talons et des orteils. Ces méthodes apparaissent laborieuses et difficiles à mettre en place dans le cadre d'évaluation de la marche en routine. Au contraire, les secondes méthodes semblent plus fonctionnelles. En effet, elles détectent automatiquement les événements du cycle à partir des courbes de vitesses ou d'accélération verticales des talons et des orteils. Cependant, ces dernières méthodes n'ont jamais été validées sur tapis roulant.

Une nouvelle méthode automatique adaptée au tapis roulant a donc été développée. L'objectif était de fournir une méthode capable de détecter les événements du cycle de marche quelles que soient la vitesse et la pente du tapis.

2.2.1.1 Méthode de détection

Tout d'abord, afin de détecter les CT, la trajectoire du talon dans l'axe antéro-postérieur est exprimée dans le repère de la hanche. La trajectoire obtenue est filtrée à une fréquence de coupure de 10 Hz par un filtre passe-bas de type Butterworth. Puis, la dérivée de cette nouvelle trajectoire permet d'obtenir la vitesse. Les CT sont alors automatiquement détectés à chaque fois que la vitesse du talon devient négative. À cet instant, le pied commence à reculer par rapport à la hanche, ceci correspond au moment où le talon entre en contact avec le tapis roulant.

D'autre part, les DO sont automatiquement détectés en utilisant la vitesse des orteils dans l'axe antéro-postérieur. Lorsque cette vitesse devient positive, le pied commence à se déplacer vers l'avant et un DO est alors identifié.

2.2.1.2 Protocole expérimental

Afin de tester l'efficacité de ces méthodes de détection des événements du pas, deux populations, une normale et une hémiplegique, ont été recrutées. De la même manière que pour les termes de marche normale, pathologique ou hémiplegique, la population dite normale désigne un groupe d'individus ne souffrant d'aucune pathologie affectant la marche, la population dite pathologique définit un groupe de sujets souffrant d'une pathologie affectant la marche et la population dite hémiplegique un groupe de sujets souffrants d'hémiplegie. Avant de participer à l'étude, tous les volontaires ont signé une lettre de consentement en accord avec la déclaration d'Helsinki.

Tous les participants ont d'abord réalisé un test de marche sur sol de 10 m [Collen1990, Rossier2001]. La moyenne des temps sur trois essais a permis de déterminer la vitesse de confort sur sol de chacun des sujets. Le protocole expérimental était ensuite dépendant de la population étudiée. Notons tout de même que tous les participants ont réalisé les exercices de marche sur le même tapis roulant (3,3 CV, 2,5 kW) (super 2500, Gymrol, France).

2.2.1.2.1 Population normale

La population normale se compose de 11 sujets valides ne souffrant d'aucune pathologie affectant la marche (Tab. 2.2). Tous les sujets ont réalisé quatre essais de marche sur tapis roulant à vitesse très lente ($0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), lente ($0,75 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), moyenne ($1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et rapide ($1,95 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Ils portaient leurs propres chaussures et étaient tous habitués à la marche sur tapis roulant. Malgré tout, à chacune des vitesses imposées, une période de deux minutes de marche était laissée au sujet pour se familiariser à l'environnement. Ensuite, le mouvement de marche était capturé sur une période de 30 secondes grâce au système optoélectronique Vicon Mx40 cadencé à 120 Hz. Pour cela, les sujets étaient équipés du jeu de 34 marqueurs décrit dans la sous-section 2.1.2. La reconstruction et la labellisation des données capturées ont été effectuées à l'aide du logiciel IQ (Vicon, Oxford, UK), alors que la suite du traitement était intégralement pris en charge par la librairie de fonctions Matlab.

Tab. 2.2 - Caractéristiques anthropométriques et vitesse de confort sur sol de la population normale.

Sujet	Sexe	Âge (ans)	Masse (kg)	Taille (m)	Vitesse de confort ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)
SN1	f	23	59	1,68	1,10
SN2	m	26	73	1,80	1,10
SN3	m	34	72	1,76	1,30
SN4	m	30	74	1,79	1,30
SN5	m	24	79	1,93	1,20
SN6	m	30	76	1,80	1,40
SN7	m	26	73	1,80	1,65
SN8	m	31	75	1,80	1,20
SN9	f	25	51	1,62	1,25
SN10	m	26	67	1,87	1,60
SN11	f	26	46	1,62	1,30
Moyenne		27,4	67,7	1,77	1,31
Écart type		3,2	10,4	0,09	0,17

2.2.1.2.2 Population hémiplegique

Pour intégrer l'étude, les sujets de la population pathologique devaient répondre aux critères suivants :

Critères d'inclusion

- Hémiplegie d'étiologies diverses.
- Délai de plus de trois mois par rapport à l'accident neurologique initial.
- Sujet capable de marcher de façon autonome sur tapis roulant.
- Compréhension verbale intacte.
- Sexe indifférent.

Critères de non inclusion

Pathologies associées :

- atteinte cérébelleuse ou vestibulaire,
- pathologie neurologique périphérique,
- pathologie cardio-vasculaire et respiratoire significative,
- pathologie rhumatologique invalidante des membres inférieurs.

La population pathologique est ainsi constituée de 9 sujets hémiplegiques. Leurs caractéristiques anthropométriques et leurs vitesses de confort sont présentées dans le Tab. 2.3.

Tab. 2.3 - Caractéristique anthropométriques et vitesse de confort sur sol de la population hémiplegique.

Sujet	Sexe	Âge (ans)	Masse (kg)	Taille (m)	Vitesse de confort (m·s ⁻¹)
SH1	m	25	83	1,80	1,11
SH2	f	21	55	1,55	0,87
SH3	f	23	44	1,62	1,39
SH4	m	34	72	1,78	1,28
SH5	m	45	65	1,65	0,58
SH6	m	21	74	1,83	1,31
SH7	m	45	83	1,80	0,92
SH8	m	40	60	1,76	0,44
SH9	m	34	58	1,77	0,69
Moyenne		32,0	66,0	1,73	0,95
Écart-type		9,3	12,4	0,09	0,32

Tab. 2.4 - Évaluation du niveau de l'atteinte des sujets hémiplegiques. Hémiplegie droite (D) ou gauche (G), score de la NFAC et spasticité du côté de l'atteinte d'après l'échelle d'Ashworth.

Sujet	Hémiplegie	NFAC	Spasticité – Échelle d'Ashworth		
			Quadriceps	Ischio-jambiers	Triceps sural
SH1	D	6	2	–	1
SH2	D	6	1	–	1
SH3	G	7	1	–	1
SH4	G	7	3	–	1
SH5	D	6	4	2	4
SH6	G	6	–	–	1
SH7	G	6	–	–	–
SH8	D	6	2	1	–
SH9	G	6	3	–	–

Tous les sujets hémiplegiques présentaient un score compris entre 6 et 7 avec la NFAC. La spasticité des muscles du quadriceps fémoral, des ischio-jambiers et du triceps sural a été évaluée grâce à l'échelle d'Ashworth par un opérateur expérimenté. Un seul sujet, SH7, ne présentait aucun signe de spasticité. Le niveau d'atteinte des individus souffrant d'hémiplegie est détaillé dans le Tab. 2.4.

Dans les jours précédents la session de test, les sujets hémiplegiques ont tous bénéficié d'une période d'environ 10 minutes pour se familiariser à la marche sur tapis roulant. Le jour du test, tous les sujets étaient capables de marcher sur tapis roulant sans aide, ils portaient leur propre paire de chaussures et avaient pour consigne de marcher à leur vitesse de confort sur tapis roulant. Afin d'atteindre leur vitesse de confort sur tapis roulant, la vitesse était d'abord initiée à $0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Une fois les sujets familiarisés, la vitesse du tapis était progressivement augmentée par incrément de $0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. La procédure était répétée jusqu'à ce que le sujet signale que sa vitesse de confort était atteinte. À partir de cet instant, la vitesse du tapis était augmentée puis diminuée de $0,05 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ afin que le sujet choisisse sa vitesse de confort sur tapis roulant. Après une courte période de repos, les sujets avaient deux minutes pour se familiariser et le mouvement de marche était capturé sur une période de 30 secondes grâce au système optoélectronique Vicon 370 cadencé à 60 Hz. Le jeu de marqueurs et les données cinématiques ont été traités de façon identique au sous-paragraphe précédent (2.2.1.2.1).

2.2.1.2.3 Évaluation de la méthode automatisée

Pour valider la détection des CT et des DO, les événements déterminés par la méthode automatisée ont été comparés à ceux obtenus à l'aide de deux méthodes visuelles validées :

- La méthode d'inspection visuelle MIV1 consiste à repérer les CT et les DO à partir des tracés de la position des talons et des orteils affichés sur un écran. Une fois les courbes affichées, un opérateur expérimenté peut désigner la survenue des événements du cycle de marche à l'aide d'un clic de souris sur le point correspondant [Mickelborough2000].
- La méthode d'inspection visuelle MIV2 s'appuie sur la visualisation de la marche dans le plan sagittal [Ghoussayni2004]. Dans cette étude, le mouvement de marche a été visualisé dans le plan sagittal à l'aide du logiciel IQ, il offre notamment la possibilité d'avancer image par image. Les instants des CT et des DO ont donc pu être estimés par un observateur expérimenté.

Ainsi, pour chacun des essais et des sujets, CT et DO ont été déterminés sur deux cycles de marche à partir de la méthode automatisée développée et des deux méthodes visuelles (MIV1 et MIV2). L'erreur réelle (ER) représente la différence de temps obtenue entre deux méthodes et sa valeur absolue est appelée erreur absolue (EA). Les différences entre les méthodes sont alors exprimées de la manière suivante :

$$\begin{aligned} ER1 &= \text{automatique} - MIV1 \\ EA1 &= | \text{automatique} - MIV1 | \\ ER2 &= \text{automatique} - MIV2 \\ EA2 &= | \text{automatique} - MIV2 | \end{aligned}$$

Une ER négative signifie que la première méthode détecte l'événement plus tôt que la seconde. Finalement, la moyenne plus ou moins l'écart-type des erreurs réelles et des erreurs absolues permet d'estimer la différence entre les méthodes.

2.2.1.3 Résultats

Tout d'abord, la méthode automatique développée a été capable de déterminer tous les événements, CT et DO, pour les deux populations normale et hémiplegique hormis SH2 et SH3. En effet, les données cinématiques de ces deux sujets se sont avérées inexploitable. La mauvaise qualité des mesures peut s'expliquer par le positionnement des marqueurs. L'environnement clinique et la pudeur nous ont amené à placer ceux-ci sur les vêtements de ces deux sujets hémiplegiques féminins. Par la suite, les données de ces deux sujets SH2 et SH3 seront donc exclues.

D'autre part, pour la population normale, les résultats montrent que les erreurs absolues varient en fonction de la vitesse de marche (Tab. 2.5). L'erreur absolue à vitesse de marche très lente est comprise entre $42,4 \pm 37,7$ ms (DO2) et $65,5 \pm 63,8$ ms (CT1) alors qu'à toutes les autres vitesses de marche, l'erreur absolue est inférieure à 15 ms (erreur absolue maximale à $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, CT1 = $14,5 \pm 11,6$ ms). Si tous les essais sont pris en compte, l'erreur absolue à une moyenne maximale de $25,3 \pm 40,3$ ms pour la détermination de l'instant des CT entre la méthode automatisée et MIV1.

Tab. 2.5 - Erreurs absolues dans la détermination des événements du cycle de marche entre la méthode automatisée et les méthodes visuelles. V est la vitesse de marche en $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. CT1 et DO1 sont les erreurs absolues dans la détermination de l'instant des CT et des DO entre la méthode automatisée et MIV1. De la même manière, CT2 et DO2 sont les erreurs absolues obtenues entre la méthode automatisée et MIV2.

Marche	V ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	Erreur absolue (ms)			
		CT1	CT2	DO1	DO2
Très lente	0,15	65,5 ± 63,8	67,8 ± 66,1	32,2 ± 44,9	56,8 ± 69,1
Lente	0,75	11,7 ± 14,5	2,7 ± 4,0	9,8 ± 10,8	3,0 ± 4,8
Moyenne	1,35	14,0 ± 11,6	4,2 ± 5,6	9,8 ± 10,2	4,5 ± 5,0
Rapide	1,95	10,6 ± 6,4	4,5 ± 5,0	7,6 ± 7,7	3,4 ± 4,2
Toutes	0,15 – 1,95	25,3 ± 40,3	19,9 ± 43,0	14,8 ± 25,6	16,8 ± 41,4

En considérant maintenant uniquement les vitesses de marche les plus courantes (entre 0,75 et $1,95 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), les résultats montrent une différence inférieure à $12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ entre la méthode automatisée et les deux méthodes visuelles (erreur absolue maximale, CT1 = $11,9 \pm 11,3 \text{ ms}$). La Fig. 2.6 présente ainsi toutes les erreurs réelles et absolues entre la méthode automatisée et les deux méthodes visuelles pour la population normale, mais aussi pour la population hémiplegique à vitesse de confort.

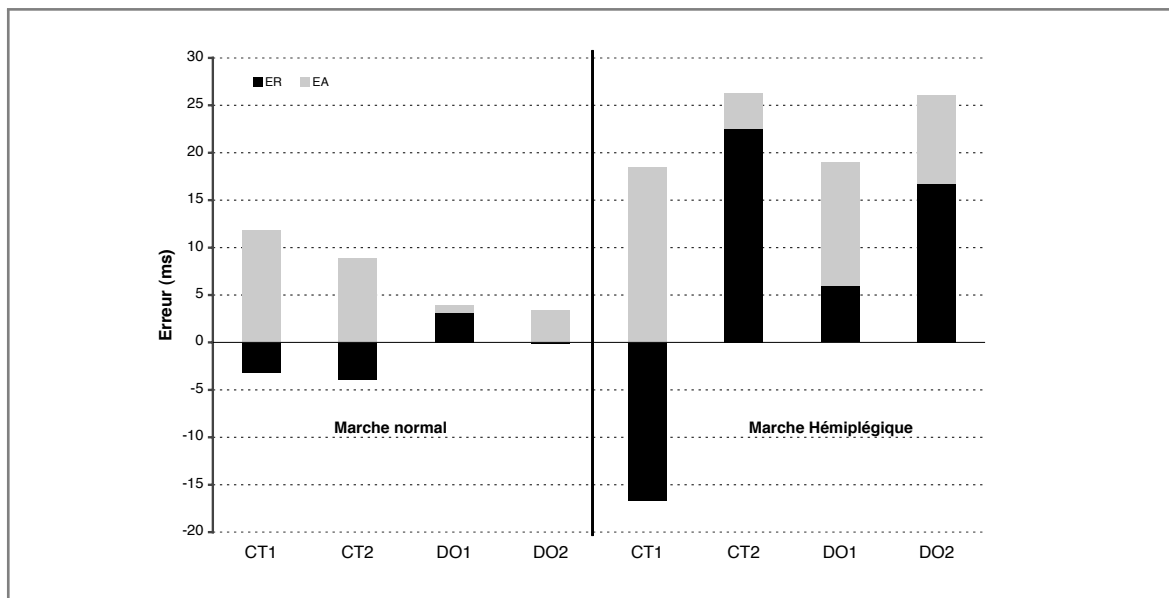


Fig. 2.6 - ER (barres noires) et EA (barres grises) dans la détermination de l'instant des CT et des DO entre la méthode automatisée et les deux méthodes visuelles MIV1 (CT1 et DO1) et MIV2 (CT2 et DO2) pour la population normale aux vitesses de marche lente, moyenne et rapide et pour la population hémiplegique à vitesse de confort.

Pour la population hémiplegique, les résultats font apparaître des différences plus grandes comparées à celles obtenues pour la population normale. L'erreur moyenne maximale est en effet de $27,4 \pm 29,0 \text{ ms}$ (CT2, Fig. 2.6).

2.2.1.4 Discussion – Conclusion

En s'appuyant sur la comparaison des résultats obtenus avec les méthodes visuelles, la méthode automatisée semble fiable et efficace pour déterminer les CT et le DO lors de la marche sur tapis roulant.

La méthode développée semble précise pour la population normale comme pour la population hémiplegique. Autour de leur vitesse de confort, l'erreur absolue maximale est de $14,0 \pm 11,6$ ms pour la population normale contre $27,4 \pm 29,0$ ms pour la population hémiplegique. Même si la précision apparaît légèrement dégradée pour le second groupe, l'erreur de la méthode automatisée demeure très faible. La différence entre les deux populations peut s'expliquer par les difficultés rencontrées par les sujets hémiplegiques à poser et à décoller le pied. Pour ces individus, le CT et le DO sont plus à considérer comme des phases plutôt que des événements ponctuels. Ainsi, la méthode automatisée reconnaît plus difficilement ces phases que les événements nets qui apparaissent sur les courbes des sujets non hémiplegiques.

En ce qui concerne la population normale, les résultats obtenus à vitesse de marche très lente sont les moins concluants. Les erreurs absolues sont comprises entre $32,2 \pm 44,9$ et $67,8 \pm 66,1$ ms. À 0,15 ms, la vitesse imposée s'avère en fait trop lente, les sujets ne reproduisent plus vraiment un pattern de marche classique. En moyenne, la cadence était de $38 \text{ pas} \cdot \text{min}^{-1}$ pour une longueur de pas égale à 0,24 m. La phase d'oscillation ne représentait plus que 20 % du cycle de marche alors que les phases de double appui étaient très longues (30 %).

De manière générale, les sujets avaient tendance à se laisser reculer sur le tapis roulant. Ce comportement a entraîné des difficultés dans la détection des CT. Puisqu'ils étaient souvent précédés d'une véritable pause dans le cycle de marche, les CT étaient plus difficilement repérables. Notons de plus qu'à cette vitesse de marche très lente, l'erreur absolue entre MIV1 et MIV2 était de $42,4 \pm 37,7$ ms pour les CT et de $16,3 \pm 23,4$ ms pour le DO. À l'opposé, pour toutes les autres conditions (vitesses et populations), l'erreur absolue ne dépasse pas les 9 ms pour les CT et les 5 ms pour le DO. D'un côté, cela signifie qu'à cette vitesse très lente, même la précision des méthodes visuelles est diminuée. D'un autre côté, cela souligne le fait que les deux méthodes visuelles sont très similaires dans tous les autres cas.

Finalement, la méthode automatisée semble valide pour détecter les événements du cycle de marche et certains avantages méritent d'être soulignés. D'abord, tout comme la méthode développée par O'Connor et ses collaborateurs [O'Connor2007], elle s'appuie uniquement sur des courbes de vitesse. Elle n'utilise en outre aucun seuil ou paramètre individuel. Ensuite, une de ses spécificités réside dans les données qu'elle utilise. La détection des événements est en effet effectuée sur les trajectoires de l'axe antéro-postérieur et non de l'axe vertical [Hreljac2000b, O'Connor2007]. Nous pouvons donc supposer que la méthode s'adapte aux différentes pentes du tapis roulant et ceci mériterait d'être testé à l'avenir. Enfin, contrairement aux études antérieures réalisées sur sol [Hreljac2000b, Ghoussayni2004, O'Connor2007], la méthode automatisée est validée sur tapis roulant et sur une large gamme de vitesses. Les résultats présentés viennent en fait confirmer ceux publiés très récemment par Zeni Jr. et coauteurs [Zeni Jr.2008]. Dans cette étude, les auteurs évaluent et valident une méthode équivalente sur sol et sur un tapis roulant grâce à une PFF. Ceci souligne l'intérêt porté à ce type de méthode cinématique et leur validation ouvre de nombreux champs d'application notamment dans le domaine clinique.



Le fait est que le développement de cette méthode de détection des événements répond à une première problématique liée au tapis roulant. L'utilisation de cet outil présentait une réelle difficulté dans l'automatisation de la détermination des événements d'un cycle de marche. Le développement de la méthode présentée ci-dessus nous permet non seulement de bénéficier des CT et des DO à partir des données cinématiques, mais aussi de toutes les phases du cycle qui en découlent.

À la suite de ce travail et toujours dans l'optique de n'utiliser que les données cinématiques capturées sur le sujet, nous nous sommes interrogés sur les solutions envisageables pour calculer la vitesse instantanée du tapis roulant.

2.2.2 Vitesse instantanée du tapis roulant

Force est de constater que la maîtrise de la vitesse de marche est un avantage certain du tapis roulant. Pourtant, la vitesse imposée n'est pas constante. Plusieurs études ont mis en évidence l'existence d'une variation de la vitesse du tapis roulant [Pierrynowski1980, Frishberg1983, Savelberg1998, Matsas2000, Paolini2007, Lee2007]. Même si ces variations peuvent être minimisées [Paul2001], elles demeurent présentes et doivent donc être prises en compte dans l'analyse biomécanique de la marche [Savelberg1998, Riley2007].

Au regard de ce constat, il apparaît primordial de s'intéresser à la vitesse instantanée du tapis roulant. Néanmoins, les tapis roulants actuels ne permettent pas de déterminer cette vitesse instantanément et, à notre connaissance, pas ou peu de solutions existent dans la littérature scientifique. Dernièrement, Segers et coauteurs [Segers2007] ont enregistré électroniquement la vitesse réelle du tapis roulant. Cependant, la fréquence d'acquisition était très faible (5 Hz) et aucune information n'est donnée sur le matériel ou sur son adaptation éventuelle à d'autres tapis roulants. Savelberg et son équipe [Savelberg1998] se sont servis d'un marqueur réfléchissant attaché à un bloc de bois placé sur le tapis roulant. Là encore, peu d'informations supplémentaires sont fournies. Cette méthode suppose qu'un utilisateur replace régulièrement le bloc de bois en avant du tapis. Même si la mesure de la vitesse du tapis paraît fiable, la méthode semble laborieuse et difficilement applicable dans l'optique d'analyser la marche en routine.

Une alternative intéressante pourrait dériver des travaux de Alton et coauteurs [Alton1998]. Afin de valider la vitesse de leur tapis roulant et de prouver que le glissement des pieds sur le tapis est négligeable, ces auteurs ont comparé la vitesse mesurée du marqueur de la malléole à celle affichée du tapis roulant lors de quelques phases d'appui. Cependant, seule la vitesse moyenne est prise en compte et la mesure de la vitesse du tapis est incomplète. Malgré tout, l'approche basée sur les données cinématiques du sujet est prometteuse.

Notre objectif a donc été de mettre au point un algorithme permettant de calculer la vitesse instantanée du tapis roulant à partir des données cinématiques capturées sur le sujet.

2.2.2.1 Algorithme de la vitesse instantanée du tapis roulant

La marche se caractérise toujours par au moins un pied en contact avec le sol. Évidemment, cette règle se vérifie aussi pour la marche sur tapis roulant. Par conséquent, que ce soit le talon ou les orteils, il y a en permanence au moins un point du pied en contact avec le tapis. Si nous émettons l'hypothèse que la vitesse de ce point est la même que celle du tapis, la vitesse instantanée du tapis roulant peut être déterminée en connaissant la vitesse de ce point en continu. Ainsi, l'algorithme de calcul consiste à connaître la vitesse instantanée du tapis roulant à partir des coordonnées des marqueurs des talons et des orteils dans l'axe antéro-postérieur.

À cette fin, les données cinématiques du sujet sont d'abord réorientées en ajustant à chaque instant l'axe antéro-postérieur des marqueurs à la direction de la marche. Les positions dans le plan transversal des talons et des orteils sont ensuite dérivées en fonction du temps pour obtenir les vitesses horizontales de ces marqueurs. Enfin, parmi ces quatre marqueurs, l'algorithme sélectionne à chaque instant la vitesse appropriée pour obtenir la vitesse calculée du tapis roulant. Le principe général consiste à toujours retenir la vitesse de la partie du pied en contact avec le tapis reflétant le mieux le recul du tapis roulant. Le choix du marqueur est donc dépendant de la phase du cycle de marche comme l'illustre la Fig. 2.7.

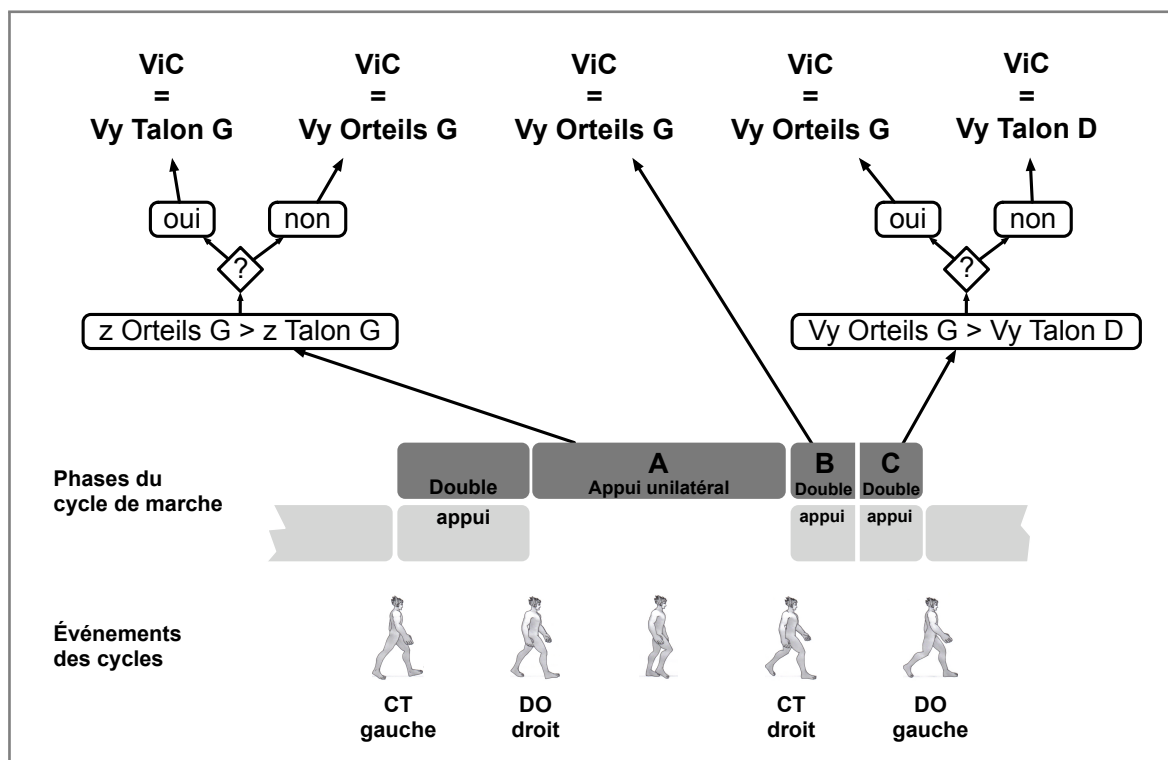


Fig. 2.7 - Illustration de l'algorithme de calcul de la vitesse instantanée du tapis roulant (V_{iC}) durant une phase d'appui unilatéral gauche (A) et de la phase de double appui suivante décomposée en deux périodes (B et C). V_y désigne la vitesse du noeud considéré dans l'axe antéro-postérieur alors que z indique son déplacement dans l'axe vertical.

Pour obtenir la vitesse du tapis en continu, l'algorithme de calcul passe d'un pied à l'autre au gré des cycles de marche. Les phases du cycle – en particulier les phases d'appui – doivent donc être calculées au préalable. Cette opération est réalisée grâce à la méthode automatisée de la détermination des événements du cycle (cf. sous-section 2.2.1).

Ensuite, les phases critiques de l'algorithme résident dans les périodes de changement d'appui unilatéral. Pendant la seconde moitié de la phase de double appui (phase C), les vitesses antéro-postérieures des marqueurs du talon et des orteils sont influencées par le roulement de la cheville pour le premier et par le roulement des orteils pour les seconds. En effet, les marqueurs sont collés sur les chaussures, ils sont donc décalés des centres articulaires – définissant l'axe de rotation des roulements – et une translation antéro-postérieure apparaît lors des roulements respectifs. Afin d'en tenir compte, l'algorithme de calcul retient la vitesse du marqueur des orteils du pied, précédemment en appui unilatéral, jusqu'à ce que le premier roulement de la cheville controlatérale soit terminé.

2.2.2.2 Protocole expérimental

Afin d'évaluer sa précision et son efficacité, l'algorithme de calcul a été testé sur la population normale décrite dans le sous-paragraphe 2.2.1.2.1. À chaque essai de marche, la vitesse instantanée du tapis a été calculée à l'aide de l'algorithme et mesurée à partir d'une méthode inspirée de celle de Savelberg [Savelberg1998]. Ces dernières données n'étant pas accessibles pour la population hémiplegique, l'algorithme n'a pu être testé sur cette population. La mesure de la vitesse du tapis était en fait basée sur la vitesse horizontale d'un marqueur réfléchissant placé sur le tapis roulant. Ensuite, pour réduire les bruits et les artefacts de mesure, un lissage par *splines* cubiques a été appliqué sur la vitesse instantanée calculée, notée ViC, tout comme sur celle mesurée, notée ViM. Enfin, les deux courbes ViC et ViM ont été comparées pour tous les essais de marche de la population normale.

La différence entre ViC et ViM a été évaluée grâce à quatre paramètres ; toutes les valeurs sont reportées en moyenne plus ou moins l'écart type :

- la moyenne quadratique des différences ou erreur RMS de l'anglais *Root Mean Square* notée RMSE,

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (ViC_i - ViM_i)^2} \quad (2.1)$$

avec n le nombre d'éléments i constituant les courbes ViC et ViM. Chaque élément i représente la vitesse correspondante à un instant.

- l'erreur RMS relative à la moyenne de ViM notée rRMSE,
- le biais noté Δ , il représente la différence entre la moyenne de ViC et celle de ViM,
- le biais relatif à la moyenne de ViM noté $r\Delta$.

2.2.2.3 Résultats

L'ensemble des résultats de l'évaluation de l'algorithme de calcul de la vitesse instantanée du tapis est présenté dans le Tab. 2.6. Pour tous les sujets à toutes les vitesses, la rRMSE moyenne est égale à $4,6 \pm 3,8$ % avec un biais de $-2,0 \pm 1,9$ %. À vitesse de marche très lente ($0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), les résultats montrent une rRMSE proche de 10 % alors qu'elle est inférieure ou égale à 3 % pour toutes les autres conditions de vitesse. En effet, si nous considérons uniquement les vitesses de marche entre $0,75$ et $1,95 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, la rRMSE moyenne est égale à $2,9 \pm 0,8$ % avec un biais de $-1,8 \pm 0,6$ %.

Tab. 2.6 - Comparaison entre la vitesse instantanée du tapis calculée par l'algorithme (ViC) et celle mesurée directement sur le tapis (ViM). Valeurs moyennes de la population normale des RMSE, rRMSE, Δ , r Δ à chaque vitesse de marche et toutes vitesses confondues.

Marche	RMSE (m.s ⁻¹)	rRMSE (%)	Δ (m.s ⁻¹)	r Δ (%)
Très lente	0,013 ± 0,006	9,8 ± 4,7	-0,004 ± 0,005	-2,8 ± 3,7
Lente	0,022 ± 0,005	3,0 ± 0,7	-0,012 ± 0,004	-1,6 ± 0,5
Moyenne	0,036 ± 0,010	2,7 ± 0,7	-0,023 ± 0,007	-1,7 ± 0,5
Rapide	0,062 ± 0,019	3,2 ± 1,0	-0,040 ± 0,014	-2,0 ± 0,7
Toutes	0,033 ± 0,022	4,6 ± 3,8	-0,019 ± 0,016	-2,0 ± 1,9
Lente à rapide	0,040 ± 0,021	2,9 ± 0,8	-0,025 ± 0,015	-1,8 ± 0,6

De plus, un exemple caractéristique des courbes retrouvées pour ViC et ViM est présenté dans la Fig. 2.8. Cette figure illustre les ViC et ViM durant un cycle de marche d'un sujet marchant à 1,35 m.s⁻¹. Nous pouvons constater que les deux courbes, ViC en noir et ViM en gris, varient de la même manière. Un biais négatif est cependant observable tout comme le montrent les données reportées dans le Tab. 2.6. À cette vitesse, le biais Δ est égal à $-0,023 \pm 0,007$ m.s⁻¹ soit une sous-estimation représentée par un biais relatif r Δ égale à $-1,7 \pm 0,5$ %.

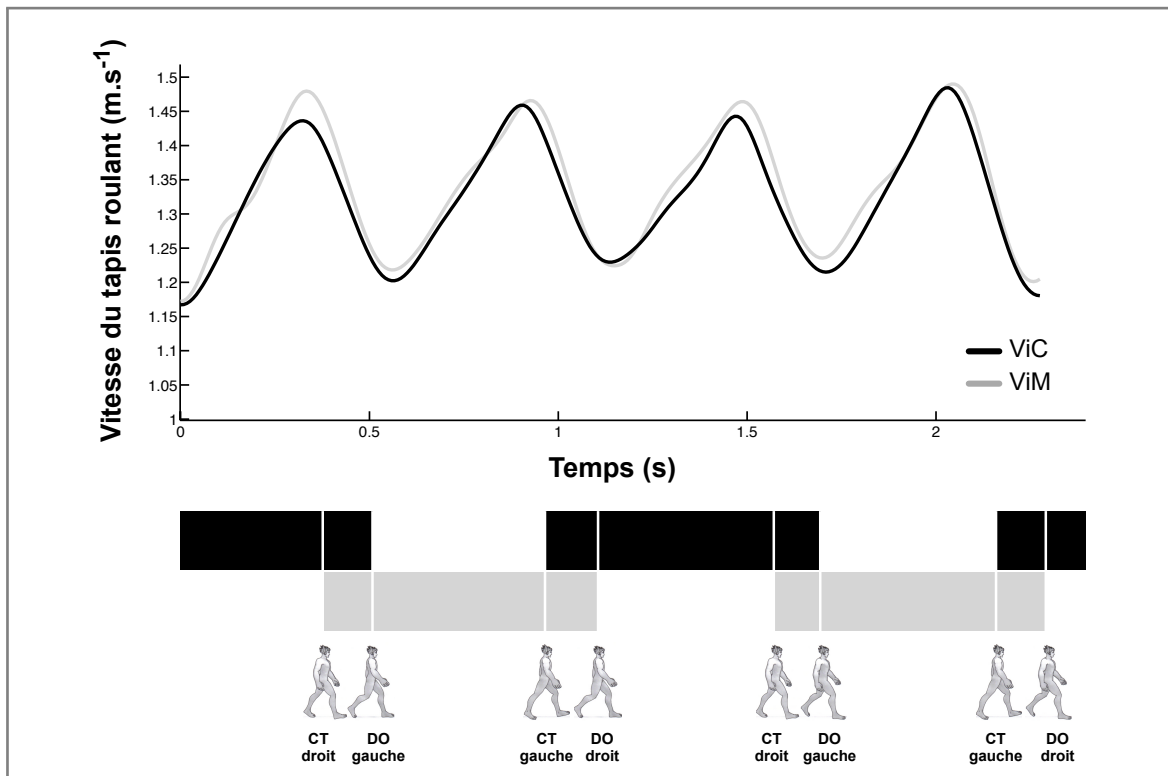


Fig. 2.8 - Vitesse du tapis roulant calculée (ViC en noir) *versus* Vitesse mesurée (ViM en gris) pour SN7 marchant à 1,35 m.s⁻¹.

2.2.2.4 Discussion – Conclusion

Une fois les phases d'appui détectées, l'algorithme est capable de calculer la vitesse instantanée du tapis roulant. Il tient compte des passages successifs des phases d'appui d'un pied à l'autre et permet ainsi de maintenir la continuité du signal. Les résultats montrent en outre que la vitesse calculée ViC est très proche de celle mesurée ViM. L'algorithme paraît donc fiable et efficace. Cependant, quelques limites doivent être apportées à ce calcul de la vitesse instantanée du tapis roulant.

Tout d'abord, les résultats observés à vitesse de marche très lente semblent beaucoup moins fiables comparés aux résultats obtenus aux autres vitesses de marche. L'erreur RMS relative atteint presque 10 % avec un biais relatif -2,8 %. Les valeurs absolues viennent malgré tout nuancer ces différences puisque l'erreur RMS et le biais présentent des valeurs très faibles : $RMSE = 0,013 \pm 0,006 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et $\Delta = -0,004 \pm 0,005 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Les difficultés rencontrées par l'algorithme à vitesse de marche très lente peuvent s'expliquer par une définition moins précise des phases d'appui. Les performances plus faibles de la méthode automatisée de détermination des événements du cycle viennent en effet corroborer cette hypothèse.

D'autre part, quelle que soit la vitesse de marche, les résultats montrent qu'il existe une sous-estimation de la vitesse réelle du tapis. Cette sous-estimation est comprise entre 1,6 et 2,8 %. Lorsqu'elle est calculée pour les vitesses de marche plus usuelles comprises entre 0,75 et $1,95 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, la sous-estimation n'atteint qu'une valeur moyenne de $1,8 \pm 0,6 \%$. Cette différence persistante pourrait être due aux roulements du pied sur le tapis. Précédemment, nous avons émis l'hypothèse que les points de contact entre le tapis et le talon ou les orteils étaient fixes. Or, les trajectoires utilisées dans l'algorithme sont celles des marqueurs attachés sur les points anatomiques des talons et des orteils ; il ne s'agit pas des points de contact direct. Ainsi, lors du CT et du DO, le roulement de la cheville puis celui des orteils entraînent une légère avancée des marqueurs respectifs. Bien entendu, ce phénomène ne se retrouve pas pour le marqueur placé sur le tapis, ceci engendre donc le biais constaté entre ViC et ViM.

Malgré ces limites, l'illustration de la Fig. 2.8 montre que ViC et ViM suivent des courbes similaires puisque les variations de ViM sont bien retrouvées par ViC. En conclusion, tous ces résultats concordent ; l'algorithme de calcul fournit une méthode fiable et précise dans la détermination de la vitesse instantanée du tapis roulant. Ce calcul se basant en outre uniquement sur les données cinématiques du sujet, il offre ainsi une solution facile à mettre en place et efficace.



L'existence des fluctuations de la vitesse du tapis roulant ne peut être ignorée. Cependant, avant d'être prises en compte dans l'analyse de la marche, il faut tout d'abord les déterminer. L'algorithme de calcul présenté ci-dessus offre pour cela une solution efficace. Cette détermination de la vitesse instantanée du tapis roulant est en outre basée uniquement sur les données cinématiques du sujet.

En suivant cette même approche, la suite logique de ce travail a consisté à étudier l'influence de la vitesse instantanée dans le calcul du travail mécanique d'un sujet marchant sur tapis roulant. Là encore, des adaptations des outils de calcul ont été nécessaires.

2.2.3 Travail mécanique de la marche sur tapis roulant

Dans le premier chapitre, nous avons dit qu'il existait différentes méthodes permettant de calculer le travail mécanique (cf. sous-section 1.1.4). Dans notre cadre, l'approche cinématique [Winter1979] paraît être la méthode la plus appropriée. Cependant, lors de la marche sur tapis roulant, le travail mécanique est classiquement calculé à partir de la vitesse moyenne [Olney1996, McDowell2002, Beaupied2003, Chen2005]. Or, nous l'avons déjà vu, la vitesse du tapis roulant ne semble pas constante. Nous sommes alors en droit de nous interroger sur l'influence de ce paramètre dans le calcul du travail mécanique.

Dans un premier temps, dans quelle mesure la marche influence-t-elle les fluctuations de la vitesse du tapis ? Pierrynowski, Winter et Norman ont par exemple mesuré une variation de 10 % de la vitesse instantanée du tapis lors d'une marche normale à $1,54 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ [Pierrynowski1980]. Plus récemment, les mesures de l'équipe de Riley [Riley2007] révèlent une diminution de la vitesse du tapis de 5 % lors de la phase de CT, proche de celles mesurées auparavant par l'équipe de Savelberg [Savelberg1998]. Ces auteurs attribuent la variation de la vitesse du tapis à la masse du sujet, à la vitesse de marche, à la puissance du moteur du tapis roulant, au système de contrôle de la vitesse et au glissement potentiel du tapis sur les rouleaux qui l'entraînent.

Dans un second temps, si elle existe, dans quelle mesure cette variation de la vitesse influence-t-elle le calcul du travail mécanique ? En 1980, van Ingen Schenau a démontré que les calculs mécaniques devaient être réalisés dans le repère du tapis roulant [van Ingen Schenau1980]. Il a ainsi montré qu'il n'existait aucune différence mécanique entre la marche sur sol et celle sur tapis roulant. Néanmoins, pour effectuer ces calculs dans le référentiel du tapis roulant, la vitesse doit être constante. Si cette condition n'est pas respectée, le référentiel n'est plus Galiléen et des erreurs de calcul risquent d'apparaître. Par conséquent, la vitesse instantanée du tapis roulant devrait être prise en compte pour quantifier le travail mécanique de la marche.

Après avoir évalué les variations de la vitesse du tapis lors de la marche, cette sous-section vise donc à démontrer que la vitesse instantanée doit être prise en compte dans le calcul du travail mécanique. L'hypothèse émise suggère que les variations de la vitesse du tapis influence le travail et la puissance mécanique développée lors de la marche.

2.2.3.1 Calcul du travail mécanique sur tapis roulant

L'approche cinématique du calcul du travail mécanique fait appel aux termes de travail des forces externes et travail des forces internes vus précédemment (cf. sous-paragraphe 1.1.4.2). Des critiques ont déjà été apportées sur leurs utilisations à mauvais escient par certains auteurs. Dans la suite, le travail des forces externes est donc défini par le travail des forces en interaction entre le corps de l'individu et l'environnement c'est-à-dire le poids et la force de réaction du sol. Le travail des forces internes correspond quant à lui au travail des forces liées, entre autres, à celles transmises par les tissus du corps comme les forces musculaires, les forces transmises au niveau ligamentaire ou encore dans les zones de contact articulaire [Cappozzo1984]. En d'autres termes, David Winter estime que le travail des forces internes correspond au travail effectué par les segments corporels alors que le travail des forces externes est effectué par ce qu'il appelle la charge [Winter1990]. Cet auteur considère que tout ceci est assumé par les muscles. Il suggère que la seule source de production d'énergie mécanique dans le corps humain sont les muscles squelettiques ; ils sont également le principal site de l'absorption d'énergie. Au final, le travail des forces internes évalue cette variation d'énergie mécanique à partir du théorème de l'énergie cinétique.

Le théorème de l'énergie cinétique nous indique que la variation de l'énergie cinétique (ΔEC) est égale à la somme du travail des forces externes ($W_{F_{\text{ext}}}$) et du travail des forces internes et moments articulaires ($W_{F_{\text{int}}}$) appliqués au système étudié. Le théorème de l'énergie s'exprime alors

$$\Delta EC = W_{F_{\text{ext}}} + W_{F_{\text{int}}} \quad (2.2)$$

avec EC l'énergie cinétique totale définie comme la somme des énergies cinétiques de translation (EC_T) et de rotation (EC_R) (cf. Éq. 1.5 et 1.6, paragraphe 1.1.4.1). L'énergie cinétique totale s'écrit

$$EC = \frac{1}{2}mV^2 + \sum_{s=1}^{12} \frac{1}{2}m_s v_s^{*2} + \sum_{s=1}^{12} \frac{1}{2}I_s \omega_s^2. \quad (2.3)$$

m est la masse totale du sujet (kg), V est la vitesse de son CoM ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) et m_s , v_s , I_s et ω_s sont dans cet ordre la masse (kg), la vitesse relative au CoM ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), le moment d'inertie ($\text{kg}\cdot\text{m}^2$) et la vitesse angulaire ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$) du segment s . Rappelons que le corps humain est ici modélisé en douze segments rigides articulés entre eux.

La vitesse de chaque segment (v_s^*) est calculée dans le référentiel barycentrique (R^*) dont l'origine est G , le CoM du sujet. V doit quant à elle être calculée dans le référentiel lié au tapis (T). Un problème se pose cependant puisque lors d'une marche sur tapis roulant, la cinématique du sujet est mesurée dans le référentiel fixe du laboratoire (R) supposé Galiléen. Le sujet est quasi statique dans ce référentiel R (Fig. 2.9). La solution consiste à calculer V en lui ajoutant la vitesse du tapis roulant. V est alors obtenue par l'expression

$$V = V_{G/T} = V_{G/R} + V_{R/T} = V_{G/R} - V_{T/R} \quad (2.4)$$

avec R le référentiel du laboratoire et T le référentiel du tapis roulant. $V_{G/R}$ est donc la vitesse du CoM par rapport à R et $V_{R/T}$ la vitesse de R par rapport à T .

Lors de la marche sur tapis roulant, EC est donc calculée dans le référentiel du tapis roulant (T). En appliquant le théorème de l'énergie cinétique (Éq. 2.2), le travail mécanique des forces internes du marcheur peut en être déduit. Cependant, une attention particulière doit être portée au référentiel T . En raison des variations de la vitesse du tapis, T n'est pas en translation rectiligne uniforme par rapport à R . T ne peut donc pas être considéré comme un référentiel Galiléen. Dans le cas d'un référentiel non Galiléen, deux méthodes peuvent être envisagées pour calculer le travail mécanique du sujet.

À première vue, le théorème de l'énergie cinétique pourrait être appliqué dans le référentiel Galiléen le plus proche. Il s'agirait du référentiel lié au tapis roulant et à sa vitesse moyenne. Cette dernière étant considérée comme constante par rapport à R , le référentiel serait bien en translation rectiligne uniforme. Mais, à cause des variations de la vitesse du tapis, le (ou les) pied(s) du marcheur en contact avec le sol serai(en)t en mouvement par rapport à ce référentiel

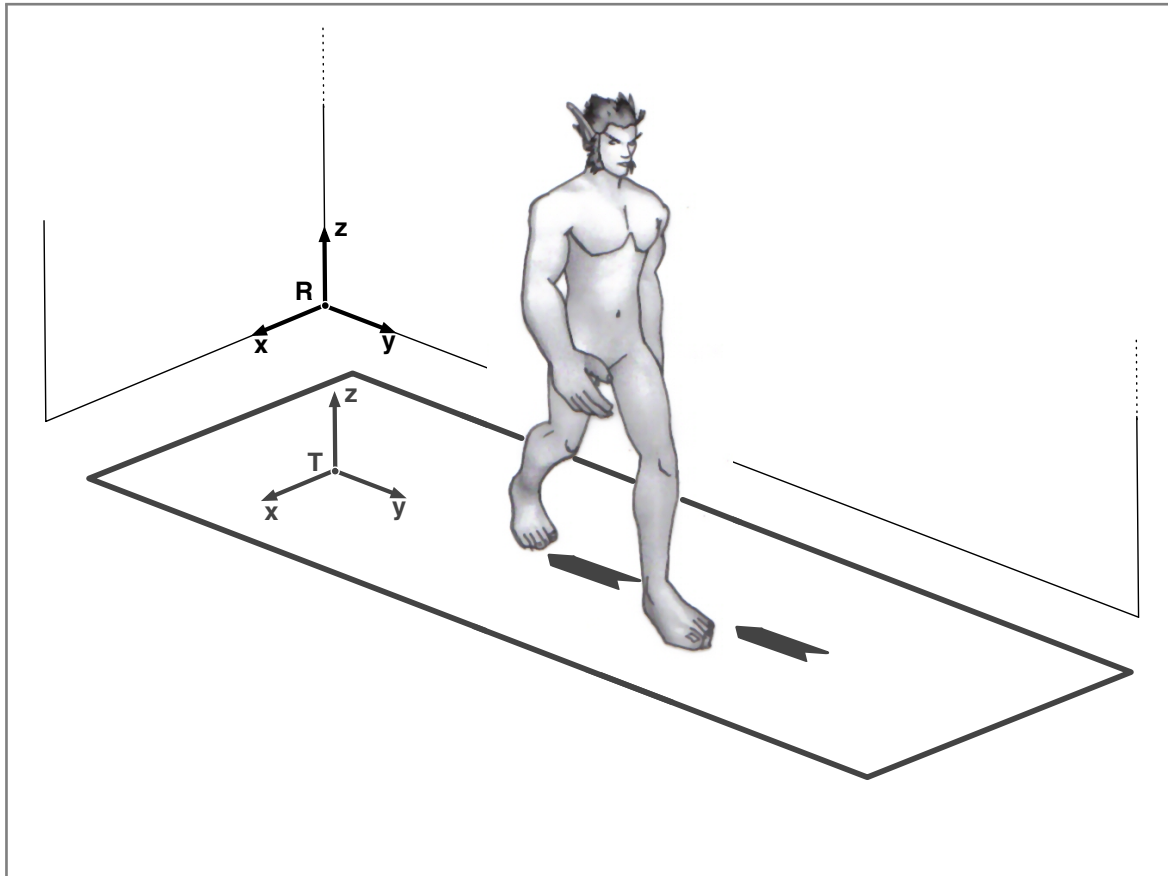


Fig. 2.9 - Illustration des repères cartésiens utilisés pour analyser la marche sur tapis roulant : le repère fixe du laboratoire (R, x, y, z) et le repère mobile lié au tapis roulant (T, x, y, z).

et le travail de la force de réaction du sol ne serait pas nul. Le calcul de ce travail nécessiterait alors de mesurer les composantes de la force de réaction du sol pour chacun des pieds avec au moins deux PFF intégrées au tapis roulant. Par conséquent, dans l'optique d'une approche basée uniquement sur la cinématique, une méthode alternative doit être choisie.

Dans la deuxième approche, le théorème de l'énergie cinétique est directement appliqué dans le référentiel non Galiléen T . Dans ce type de système, les lois de Newton restent applicables à condition de prendre en compte l'existence des forces inertielles ou forces d'inertie subies par le sujet [Feynman1963] :

- la force d'inertie due à l'accélération linéaire,
- la force d'inertie due à l'accélération angulaire,
- la force centrifuge due à la vitesse angulaire,
- la force de Coriolis due à l'accélération de Coriolis.

Dans le cas du tapis roulant, T ne subit ici qu'une accélération linéaire dans R . La force d'inertie due à l'accélération angulaire, la force centrifuge et la force de Coriolis fournissent donc des travaux nuls. De plus, le glissement des pieds sur le tapis est supposé nul et dans ces conditions les forces de réaction du sol ne travaillent pas.

Par conséquent, seules deux forces externes appliquées au sujet fournissent un travail non nul :

- Tout d'abord le poids noté $\mathbf{P}$, il s'agit d'une force conservatrice dérivant de l'énergie potentielle telle que

$$W_P = -\Delta(mgh) = -\Delta EP \quad (2.5)$$

avec g l'accélération gravitationnelle et h la position verticale du CoM par rapport à T, W_P le travail du poids et ΔPE la variation de l'énergie cinétique entre deux instants.

- D'autre part, la force d'inertie due à l'accélération linéaire ($\mathbf{a}_e$) de T dans R. Elle est notée F_{ie} et peut être appelée force d'inertie d'entraînement. Elle s'exprime

$$\mathbf{F}_{ie} = -m\mathbf{a}_e. \quad (2.6)$$

Sachant que $\mathbf{a}_e$ et $V_{G/T}$ peuvent se définir comme

$$\mathbf{a}_e = -\frac{dV_{R/T}}{dt} \quad \text{et} \quad V_{G/T} = \frac{d\mathbf{u}}{dt} \quad (2.7)$$

avec $d\mathbf{u}$ le déplacement élémentaire du CoM dans T, le travail de F_{ie} est alors donné par l'expression

$$W_{F_{ie}} = \int -m\mathbf{a}_e \cdot d\mathbf{u} = m \int dV_{R/T} \cdot V_{G/T}. \quad (2.8)$$

Ainsi, le travail des forces externes appliquées au sujet est

$$W_{F_{ext}} = -\Delta EP + W_{F_{ie}} \quad (2.9)$$

et finalement, d'après cette expression et le théorème de l'énergie cinétique (Éq. 2.2), le travail mécanique des forces internes à chaque intervalle de temps est donné par l'équation

$$W_{F_{int}} = \Delta EC + \Delta EP - W_{F_{ie}}. \quad (2.10)$$

2.2.3.2 Calcul de l'erreur

En développant les deux approches, avec et sans variation de la vitesse du tapis, il est possible de calculer l'erreur engendrée lorsque les variations de la vitesse instantanée du tapis ne sont pas prises en compte. En d'autres termes, le travail mécanique induit en considérant le référentiel T non Galiléen peut être isolé.

2.2.3.2.1 Vitesse du centre de masse du marcheur

Pour isoler la part du travail mécanique due à la prise en compte des variations de la vitesse du tapis, la norme de la vitesse du CoM du marcheur est définie

$$V_{G/T} = V_{G/R} + V_{R/T} = V_{G/R} + (\bar{V}_{T/R} + \tilde{V}_{T/R}). \quad (2.11)$$

$\bar{V}_{T/R}$ représente la vitesse moyenne du tapis et $\tilde{V}_{T/R}$ ses variations. Au carré, l'expression de la vitesse du CoM du marcheur devient

$$V_{G/T}^2 = V_{G/R}^2 + (\bar{V}_{T/R} + \tilde{V}_{T/R})^2 + 2 \cdot V_{G/T} \cdot (\bar{V}_{T/R} + \tilde{V}_{T/R}). \quad (2.12)$$

2.2.3.2.2 Calcul du travail mécanique à partir de $\bar{V}$

Lorsque les variations de la vitesse du tapis sont ignorées, la vitesse du tapis est constante, le référentiel T est Galiléen et $\tilde{V}_{R/T} = 0$. Dans ces conditions, la seule force produisant un travail non nul est le poids. D'après le théorème de l'énergie cinétique (Éq. 2.2), le travail des forces internes calculé à partir de $\bar{V}$ et noté $W_{\bar{V}}$ s'écrit alors

$$W_{\bar{V}} = \Delta EP + \Delta EC \quad (2.13)$$

avec ΔEC égale à la somme de la variation de l'énergie cinétique liée au CoM (ΔEC_{CoM}) et de celle liée à la gesticulation des membres ($\Delta EC_{Gesticulation}$). Quelle que soit la vitesse du tapis roulant considérée, $\Delta EC_{Gesticulation}$ est toujours la même. La suite porte donc son intérêt sur ΔEC_{CoM} .

Si $\tilde{V}_{R/T} = 0$ alors l'Éq. 2.12 devient

$$V_{G/T}^2 = (V_{G/R})^2 + (\bar{V}_{R/T})^2 + 2 \cdot V_{G/R} \cdot \bar{V}_{R/T} \quad (2.14)$$

et la variation de l'énergie cinétique liée au CoM s'écrit

$$\Delta EC_{CoM} = \frac{1}{2} m \Delta V_{G/T}^2 \quad (2.15)$$

$$\Delta EC_{CoM} = \frac{1}{2} m \Delta \left((V_{G/R})^2 + (\bar{V}_{R/T})^2 + 2 \cdot V_{G/R} \cdot \bar{V}_{R/T} \right). \quad (2.16)$$

Finalement, si la vitesse du tapis est considérée constante, le travail mécanique du marcheur ($W_{\bar{V}}$) est donné par l'expression

$$W_{\bar{V}} = \Delta EP + \Delta EC_{CoM} + \Delta EC_{Gesticulation}. \quad (2.17)$$

2.2.3.2.3 Calcul du travail mécanique à partir de V_i

Lorsque les variations de la vitesse du tapis sont prises en compte, le référentiel T est non Galiléen et $\tilde{V}_{R/T} \neq 0$. Dans ces conditions, le sujet subit une force inertielle notée F_{ie} (cf. paragraphe 2.2.3.1). Entre deux instants t et $t + 1$, cette force d'inertie d'entraînement peut s'écrire

$$W_{F_{ie}} = m V_{G/T}(t) [V_{R/T}]_t^{t+1}. \quad (2.18)$$

Lorsque l'Éq. 2.18 est développée, le travail de F_{ie} devient

$$W_{F_{ie}} = m \left(V_{G/R}(t) + \bar{V}_{R/T}(t) + \tilde{V}_{R/T}(t) \right) \left[\bar{V}_{R/T} + \tilde{V}_{R/T} \right]_t^{t+1} \quad (2.19)$$

$$W_{F_{ie}} = m \left(V_{G/R}(t) + \bar{V}_{R/T}(t) + \tilde{V}_{R/T}(t) \right) \left(\tilde{V}_{R/T}(t+1) - \tilde{V}_{R/T}(t) \right) \quad (2.20)$$

$$\begin{aligned} W_{F_{ie}} = & m V_{G/R}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) - m V_{G/R}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) \\ & + m \bar{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) - m \bar{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) \\ & + m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) - m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) \end{aligned} \quad (2.21)$$

De plus, si $\tilde{V}_{R/T} \neq 0$, la variation de l'énergie cinétique liée au CoM s'écrit

$$\Delta EC_{CoM} = \frac{1}{2} m \Delta V_{G/T}^2 \quad (2.22)$$

$$\Delta EC_{CoM} = \frac{1}{2} m \Delta \left(V_{G/R}^2 + (\bar{V}_{T/R} + \tilde{V}_{T/R})^2 + 2 \cdot V_{G/T} \cdot (\bar{V}_{T/R} + \tilde{V}_{T/R}) \right). \quad (2.23)$$

Elle peut ainsi être notée

$$\Delta EC_{CoM} = \Delta EC_{\bar{V}} + \Delta EC_{\tilde{V}} \quad (2.24)$$

avec

$$\Delta EC_{\bar{V}} = \frac{1}{2} m \Delta \left((V_{G/R})^2 + (\bar{V}_{R/T})^2 + 2 \cdot V_{G/R} \cdot \bar{V}_{R/T} \right) \quad (2.25)$$

et

$$\Delta EC_{\tilde{V}} = \frac{1}{2} m \Delta \left((\tilde{V}_{R/T})^2 + 2 \cdot \bar{V}_{R/T} \cdot \tilde{V}_{R/T} + 2 \cdot V_{G/R} \cdot \tilde{V}_{R/T} \right) \quad (2.26)$$

$$\Delta EC_{\tilde{V}} = \frac{1}{2} m \Delta \left((\tilde{V}_{R/T})^2 \right) + m \Delta \left(\bar{V}_{R/T} \cdot \tilde{V}_{R/T} \right) + m \Delta \left(V_{G/R} \cdot \tilde{V}_{R/T} \right) \quad (2.27)$$

$$\begin{aligned} \Delta EC_{\tilde{V}} = & \frac{1}{2} m \left(\tilde{V}_{R/T}(t+1) \right)^2 - \frac{1}{2} m \left(\tilde{V}_{R/T}(t) \right)^2 \\ & + m \bar{V}_{R/T}(t+1) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) - m \bar{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) \\ & + m V_{G/R}(t+1) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) - m V_{G/R}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t). \end{aligned} \quad (2.28)$$

Dans ces conditions, le théorème de l'énergie cinétique (cf. Éq. 2.2) devient

$$\Delta EC_{\bar{V}} + \Delta EC_{\tilde{V}} + \Delta EC_{Gesticulation} = -\Delta EP + W_{F_{ie}} + W_{F_{int}}. \quad (2.29)$$

Finalement, si la vitesse instantanée du tapis est prise en compte, le référentiel T est non Galiléen et le travail mécanique du marcheur (W_{Vi}) est donné par l'expression

$$W_{Vi} = \Delta EP + \Delta EC_{\tilde{V}} + \Delta EC_{\tilde{V}} + \Delta EC_{\text{Gesticulation}} - W_{F_{ie}}. \quad (2.30)$$

2.2.3.2.4 Détermination de l'erreur

L'erreur de calcul induite lorsque les variations de la vitesse du tapis ne sont pas prises en compte est obtenue en calculant la différence entre W_{Vi} et $W_{\tilde{V}}$:

$$\text{erreur} = W_{Vi} - W_{\tilde{V}} \quad (2.31)$$

$$\begin{aligned} \text{erreur} = \Delta EP + \Delta EC_{\tilde{V}} + \Delta EC_{\tilde{V}} + \Delta EC_{\text{Gesticulation}} \\ - W_{F_{ie}} - \Delta EP - \Delta EC_{\tilde{V}} - \Delta EC_{\text{Gesticulation}} \end{aligned} \quad (2.32)$$

$$\text{erreur} = \Delta EC_{\tilde{V}} - W_{F_{ie}} \quad (2.33)$$

$$\begin{aligned} \text{erreur} = \frac{1}{2}m \left(\tilde{V}_{R/T}(t+1) \right)^2 - \frac{1}{2}m \left(\tilde{V}_{R/T}(t) \right)^2 \\ + m \tilde{V}_{R/T}(t+1) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) - m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) \\ + m V_{G/R}(t+1) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) - m V_{G/R}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) \\ - m V_{G/R}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) + m V_{G/R}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) \\ - m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) + m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) \\ - m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) + m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) \end{aligned} \quad (2.34)$$

$$\begin{aligned} \text{erreur} = \frac{1}{2}m \left(\tilde{V}_{R/T}(t+1) \right)^2 + \frac{1}{2}m \left(\tilde{V}_{R/T}(t) \right)^2 \\ + m \tilde{V}_{R/T}(t+1) \Delta V_{G/R} - m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) \end{aligned} \quad (2.35)$$

$$\begin{aligned} \text{erreur} = \frac{1}{2}m \tilde{V}_{R/T}(t+1) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) - \frac{1}{2}m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) \\ + \frac{1}{2}m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t) - \frac{1}{2}m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \tilde{V}_{R/T}(t+1) \\ + m \tilde{V}_{R/T}(t+1) \Delta V_{G/R} \end{aligned} \quad (2.36)$$

$$\begin{aligned} \text{erreur} = \frac{1}{2}m \tilde{V}_{R/T}(t+1) \cdot \left(\tilde{V}_{R/T}(t+1) - \tilde{V}_{R/T}(t+1) \right) \\ + \frac{1}{2}m \tilde{V}_{R/T}(t) \cdot \left(\tilde{V}_{R/T}(t) - \tilde{V}_{R/T}(t+1) \right) \\ + m \tilde{V}_{R/T}(t+1) \Delta V_{G/R} \end{aligned} \quad (2.37)$$

$$\text{erreur} = \frac{1}{2}m\tilde{V}_{R/T}(t+1)\Delta\tilde{V}_{R/T} - \frac{1}{2}m\tilde{V}_{R/T}(t)\Delta\tilde{V}_{R/T} + m\tilde{V}_{R/T}(t+1)\Delta V_{G/R} \quad (2.38)$$

$$\text{erreur} = \frac{1}{2}m\Delta\tilde{V}_{R/T} \cdot \left(\tilde{V}_{R/T}(t+1) - \tilde{V}_{R/T}(t) \right) + m\tilde{V}_{R/T}(t+1)\Delta V_{G/R}. \quad (2.39)$$

Enfin, l'erreur est définie par

$$\text{erreur} = \frac{1}{2}m(\Delta\tilde{V}_{R/T})^2 + m\tilde{V}_{R/T}(t+1)\Delta V_{G/R}. \quad (2.40)$$

2.2.3.3 Protocole expérimental

Afin d'évaluer les variations de la vitesse instantanée du tapis et leurs influences sur le calcul du travail mécanique, les deux populations normale et hémiplégique recrutées dans le paragraphe 2.2.1.2 ont participé au protocole. Les masses et inerties segmentaires nécessaires pour le calcul du CoM ont été déterminées grâce aux données de la table anthropométrique de De Leva [de Leva1996].

Pour chaque essai de marche sur tapis roulant, le calcul du travail mécanique nécessite de déterminer la vitesse instantanée du tapis (V_i). Elle a été déterminée grâce à l'algorithme de calcul présenté dans la sous-section 2.2.3 et correspond à la norme de la vitesse du repère du tapis T par rapport à R . La vitesse moyenne du tapis ($\bar{V}$) a quant à elle été obtenue en calculant la moyenne de V_i . Les variations de la vitesse du tapis sont alors définies comme le rapport entre l'écart type de V_i et $\bar{V}$.

Une fois V_i et $\bar{V}$ connues, le travail mécanique des forces internes a pu être calculé de deux façons : d'une part par rapport à la vitesse instantanée (W_{V_i}) et d'autre part par rapport à la vitesse moyenne ($W_{\bar{V}}$). D'un côté, W_{V_i} prend en compte les variations de la vitesse du tapis et de l'autre, $W_{\bar{V}}$ est l'approximation classique du travail mécanique des forces internes. Les puissances P_{V_i} et $P_{\bar{V}}$ ont également été calculées, elles correspondent à la puissance mécanique (P) de W_{V_i} et $W_{\bar{V}}$ avec

$$P = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^N \left(W_{F_{\text{int}}}(t) \right) \quad (2.41)$$

où N est le nombre total d'intervalles de temps (t) et T la période totale exprimée en seconde. La puissance mécanique est ensuite rapportée à la masse du sujet.

Enfin, dans le but d'illustrer l'influence de V_i dans un paramètre d'évaluation clinique de la marche [Unnithan1999, Laursen2000, McDowell2002, Chen2005] et malgré les limites apportées dans le paragraphe 1.1.4.4, le calcul du pseudo-travail mécanique ($\mathbb{W}_{\text{int}}$) a été entrepris. $\mathbb{W}_{V_i}$ est le pseudo-travail mécanique en fonction de V_i alors que $\mathbb{W}_{\bar{V}}$ est calculé par rapport à $\bar{V}$. D'après David Winter, le travail résistif comme le travail efficace entraînent une dépense énergétique,

c'est pourquoi il préconise de considérer toutes les variations d'énergies mécaniques comme positives dans le calcul du pseudo-travail mécanique [Winter1979]. $\mathbb{W}_{int}$ est donc la somme des valeurs absolues des variations de toutes les énergies segmentaires de telle façon qu'il prend en compte les transferts d'énergies dans et entre les segments Éq. 2.42. Le pseudo-travail mécanique est finalement rapporté à la distance parcourue et à la masse du sujet :

$$\mathbb{W}_{int} = \sum_{t=1}^N |W_{F_{int}}(t)|. \quad (2.42)$$

L'influence de V_i sur la puissance et le pseudo-travail mécanique a été étudiée grâce à la théorie d'estimation. Dans cette théorie, $P_{\bar{V}}$ et $\mathbb{W}_{\bar{V}}$ sont considérés comme des estimateurs de P_{V_i} et $\mathbb{W}_{V_i}$. Une analyse de la variance à deux voies a alors été utilisée pour comparer $P_{\bar{V}}$ à P_{V_i} exprimée en $\text{mW} \cdot \text{kg}^{-1}$ et $\mathbb{W}_{\bar{V}}$ à $\mathbb{W}_{V_i}$ exprimée en $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$. Si les conditions de cette analyse de la variance (normalité et variance égale) n'étaient pas satisfaites, un test non paramétrique, le test de Wilcoxon, était réalisé [Bridge1999]. Pour évaluer l'efficacité de l'estimateur $W_{\bar{V}}$ par rapport à W_{V_i} , la différence entre les courbes des travaux mécaniques à chaque instant exprimés en J a été déterminée en calculant l'écart type (ET) entre W_{V_i} et $W_{\bar{V}}$ et l'écart type relatif (rET) par rapport à l'écart type de W_{V_i} . À chaque test, une valeur de p inférieure à 0,05 a été considérée comme statistiquement significative. Toutes les valeurs sont exprimées en moyenne plus ou moins écart type.

2.2.3.4 Résultats

Les mesures de la vitesse instantanée du tapis montrent qu'il existe une variation de la vitesse du tapis pour la marche normale et hémiplegique (Tab. 2.7). Pour la marche normale, les variations du tapis sont supérieures à marche très lente ($17,1 \pm 3,9\%$) comparées à celles retrouvées dans les conditions de marche lente à rapide ($\leq 5\%$). Pour la marche hémiplegique, les variations du tapis représentent $7,0 \pm 2,6\%$.

Concernant la puissance mécanique (Tab. 2.8), P_{V_i} est significativement supérieure à $P_{\bar{V}}$ pour la marche hémiplegique comme pour la marche normale quelle que soit la vitesse considérée ($p < 0,001$). De plus, chez la population normale, P_{V_i} augmente avec la vitesse de marche alors que $P_{\bar{V}}$ reste proche d'une valeur nulle. Ce n'est pas le cas dans la population hémiplegique puisqu'à vitesse de confort, $P_{\bar{V}}$ atteint $16 \pm 15 \text{ mW} \cdot \text{kg}^{-1}$.

Pour le travail mécanique, même si W_{V_i} et $W_{\bar{V}}$ suivent des évolutions similaires, des différences apparaissent comme l'illustre la Fig. 2.10 pour la marche normale de SN7 à vitesse moyenne ($1,35 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$). En définissant EC_{V_i} et $EC_{\bar{V}}$ les énergies cinétiques calculées respectivement en fonction de V_i et $\bar{V}$, là encore, leurs évolutions au cours du temps diffèrent. Cependant, malgré de grandes différences entre EC_{V_i} et $EC_{\bar{V}}$, les différences entre W_{V_i} et $W_{\bar{V}}$ restent faibles (cf. Fig. 2.10).

Pour la marche normale, la différence entre W_{V_i} et $W_{\bar{V}}$ est comprise entre $3 \pm 2 \text{ mJ}$ à vitesse très lente ($0,15 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) et $71 \pm 30 \text{ mJ}$ à vitesse rapide ($1,95 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$). Ces écarts types représentent une différence moyenne de $3,6 \pm 1,5\%$. De la même manière, la différence relative (rET) est de $2,2 \pm 1,2\%$ pour la population hémiplegique (Tab. 2.9).

Tab. 2.7 - Variations de la vitesse du tapis pour la marche normale et hémiplegique. L'écart type de V_i (ET) et l'écart type relatif à $\bar{V}$ noté (rET) estiment les variations de V_i .

Population	Marche	ET ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	rET (%)
Normale	Très lente	$0,022 \pm 0,005$	$17,1 \pm 3,9$
	Lente	$0,036 \pm 0,010$	$5,0 \pm 1,3$
	Moyenne	$0,056 \pm 0,018$	$4,3 \pm 1,3$
	Très rapide	$0,093 \pm 0,023$	$4,9 \pm 1,2$
Hémiplégique	Confort	$0,034 \pm 0,013$	$7,0 \pm 2,6$

Tab. 2.8 - Influence de la vitesse instantanée du tapis sur la puissance mécanique. Comparaison de P_{V_i} corrigée par rapport à la vitesse instantanée du tapis et de $P_{\bar{V}}$ par rapport à sa vitesse moyenne, avec p la valeur statistique du test de Wilcoxon (* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$).

Population	Marche	P_{V_i} ($\text{mW}\cdot\text{kg}^{-1}$)	$P_{\bar{V}}$ ($\text{mW}\cdot\text{kg}^{-1}$)	Wilcoxon test p value
Normale	Très lente	4 ± 3	1 ± 4	***
	Lente	16 ± 9	2 ± 5	***
	Moyenne	46 ± 25	0 ± 14	***
	Rapide	113 ± 46	2 ± 18	***
Hémiplégique	Confort	22 ± 23	16 ± 15	*

Tab. 2.9 - Influence de la vitesse instantanée du tapis sur le travail mécanique. Comparaison de W_{V_i} corrigé par rapport à la vitesse instantanée du tapis et de $W_{\bar{V}}$ par rapport à la vitesse moyenne, avec l'écart type (ET) et l'écart type relatif à W_{V_i} (rET) ainsi que les valeurs maximales et minimales atteintes pour chacune des conditions.

Marche	ET (mJ)	rET (%)	W_{V_i} (J)		$W_{\bar{V}}$ (J)	
			Min	Max	Min	Max
Normale						
Très lente	3 ± 2	$3,4 \pm 1,4$	$-0,42 \pm 0,50$	$0,34 \pm 0,26$	$-0,42 \pm 0,50$	$0,34 \pm 0,25$
Lente	12 ± 5	$3,0 \pm 1,5$	$-0,87 \pm 0,21$	$1,20 \pm 0,14$	$-0,87 \pm 0,21$	$1,18 \pm 0,14$
Moyenne	30 ± 13	$3,5 \pm 1,5$	$-1,98 \pm 0,62$	$2,57 \pm 0,77$	$-2,00 \pm 0,65$	$2,52 \pm 0,77$
Rapide	71 ± 30	$4,6 \pm 1,6$	$-3,26 \pm 0,61$	$3,83 \pm 0,74$	$-3,30 \pm 0,61$	$3,63 \pm 0,67$
Hémiplégique						
Confort	13 ± 10	$1,8 \pm 1,0$	$-1,24 \pm 0,54$	$1,28 \pm 0,49$	$-1,24 \pm 0,55$	$1,27 \pm 0,48$

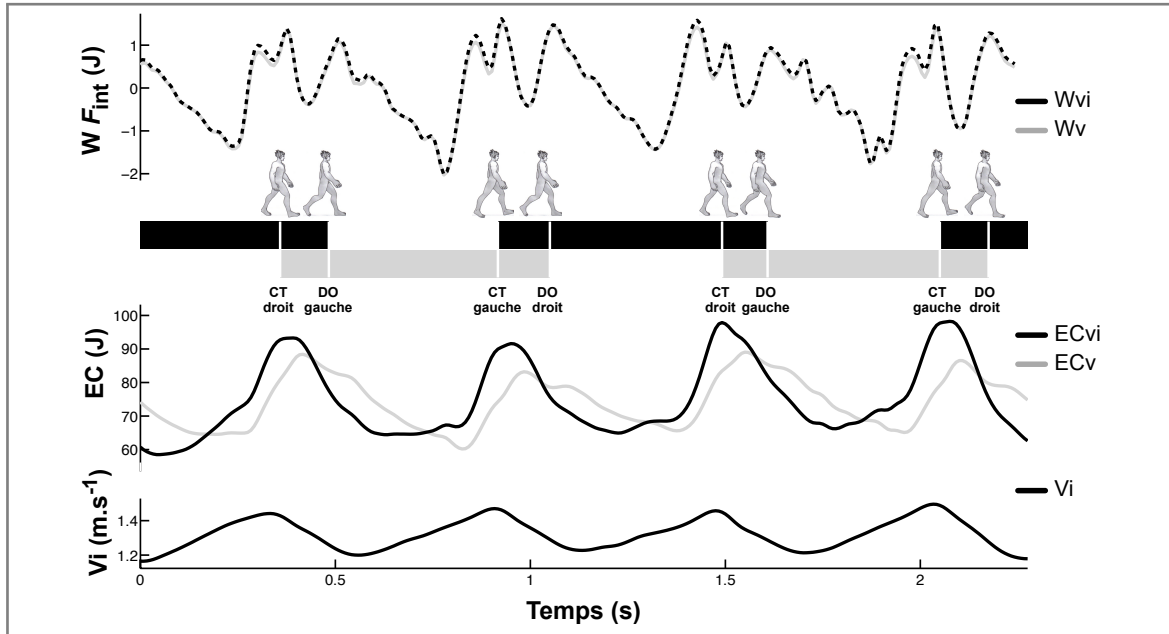


Fig. 2.10 - Influence de la vitesse instantanée du tapis roulant sur les paramètres mécaniques de la marche. De haut en bas, W_{Vi} (en noir) et W_{Vv} (en gris), EC en fonction de V_i (EC_{Vi} en noir) et de $\bar{V}$ (EC_{Vv} en gris) et V_i pour SN7 à $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Enfin, pour le pseudo-travail mécanique, lorsque toutes les conditions de vitesse de marche sont considérées ensemble, W_{Vi} est significativement différent de W_{Vv} pour la population normale ($p < 0.01$). Les résultats montrent que les différences sont dépendantes de la vitesse (Tab. 2.10). W_{Vi} est significativement supérieur à W_{Vv} pour les vitesses de marche très lente, lente et rapide. Cependant, à vitesse moyenne, la différence entre W_{Vi} et W_{Vv} n'est pas significative ($p = 0.57$; $\text{puissance} = 0.05$). Pour la population hémiplegique à vitesse de confort, W_{Vi} est significativement supérieur à W_{Vv} .

Tab. 2.10 - Influence de la vitesse instantanée du tapis sur le pseudo-travail mécanique. Comparaison de W_{Vi} corrigé par rapport à la vitesse instantanée du tapis et de W_{Vv} par rapport à la vitesse moyenne, avec p la valeur statistique du test de Wilcoxon (* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$).

Population	Marche	W_{Vi}	W_{Vv}	Wilcoxon test p value
		$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$	$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$	
Normale	Très lente	$0,98 \pm 0,33$	$0,87 \pm 0,26$	**
	Lente	$0,77 \pm 0,10$	$0,78 \pm 0,12$	0,571
	Moyenne	$0,98 \pm 0,15$	$0,97 \pm 0,15$	*
	Rapide	$1,16 \pm 0,14$	$1,15 \pm 0,14$	*
Hémiplégique	Confort	$1,12 \pm 0,27$	$1,08 \pm 0,27$	**

2.2.3.5 Discussion – Conclusion

Les résultats montrent que la prise en compte de la vitesse instantanée du tapis influence significativement les valeurs des paramètres mécaniques calculés.

Pour commencer, les résultats obtenus sur la vitesse instantanée du tapis sont en accord avec les études antérieures [Riley2007, Savelberg1998, Alton1998, Pierrynowski1980]. Ils soulignent l'existence de la variation de la vitesse du tapis roulant pendant un exercice de marche.

Notons que ces variations ont été mesurées sur un tapis roulant dont la puissance du moteur (3,3 CV) est équivalente à la grande majorité des tapis roulants utilisés dans le domaine de la recherche clinique. La puissance du moteur utilisé a en effet été comparée à celle de 112 autres tapis roulants de recherche de marques diverses (Cosmed, Biodex, Precor, MedTrack, Landice, Healthrider, Proform, BowFlex, etc.). Il s'avère que 89 modèles avaient une puissance de moteur comprise entre 2 et 3 CV moteur soit 79,5 % des tapis roulants comparés. Neuf autres avaient une puissance équivalente à celui de l'expérimentation (3,2 à 3,5 CV). Enfin, seuls 14 tapis roulants présentaient des puissances de moteur supérieures ou égales à 4 CV. Ces modèles très puissants étaient souvent spécifiques à la course voire au cyclisme. De plus, avec une puissance de moteur de 4,6 CV [Savelberg1998], le tapis roulant dit de faible puissance de l'équipe de Savelberg n'apparaît pas si faible en comparaison avec les puissances constatées ci-dessus. Ainsi, les résultats présentés à propos des variations de la vitesse ne peuvent pas être imputés uniquement à une faiblesse particulière du tapis roulant utilisé.

Comme nous l'avons vu précédemment, les variations de la vitesse du tapis peuvent être dues à la masse du sujet, à la vitesse de marche, à la puissance du moteur, au système de contrôle de la vitesse et au glissement potentiel du tapis sur les rouleaux qui l'entraînent [Riley2007, Savelberg1998]. Le paramètre puissance pourrait expliquer les variations importantes mesurées à vitesse de marche très lente (17 %). À cette vitesse, l'inertie du tapis paraît trop faible pour compenser l'influence de la masse du sujet et le ralentissement induit par les phases de contact. Ce n'est plus vrai une fois que la vitesse de marche augmente. Paolini et ses collaborateurs suggèrent en effet que les variations de la vitesse ont tendance à diminuer avec l'augmentation de la vitesse en raison de l'effet inertiel du tapis roulant [Paolini2007]. Enfin, pour les vitesses de marche lente à rapide, les variations de la vitesse du tapis apparaissent plus faibles (< 5 %), mais existent toujours. Ces résultats soulignent donc l'existence de la variation de la vitesse du tapis roulant et confirment que ce paramètre devrait être pris en compte dans le calcul des paramètres mécaniques.

Une fois intégrée dans le calcul de la puissance mécanique, la vitesse instantanée du tapis roulant influence bel et bien le travail et la puissance mécanique. Les résultats montrent que plus la vitesse augmente et plus P_{V_i} augmente également (Tab. 2.8). Au contraire, P_{V_v} demeure proche d'une valeur nulle quelle que soit la vitesse de marche. D'après Savelberg et coauteurs, les variations de la vitesse du tapis au cours du cycle de marche entraînent des transferts d'énergie entre le marcheur et le tapis roulant [Savelberg1998]. Ainsi, si les variations de la vitesse sont prises en compte dans le calcul, P_{V_i} semble estimer ces échanges d'énergie. Au contraire, ils sont totalement ignorés dans le calcul de P_{V_v} qui est par conséquent sous-estimé. En outre, loin d'être nulle, P_{V_v} est égale à $25 \pm 56 \text{ mW} \cdot \text{kg}^{-1}$ pour la population hémiplegique. Ceci semble souligner les plus grands transferts d'énergie mécanique engendrés par la marche hémiplegique comparée à la marche normale.

D'autre part, le calcul de l'erreur entre W_{V_i} et W_{V_v} développée dans le paragraphe 2.2.3.2 permet d'apprécier la sous-estimation engendrée par P_{V_v} . Lorsque l'expression de l'erreur (Éq. 2.40) est décomposée, nous constatons que le premier terme est toujours positif.

Le second est quant à lui presque toujours positif. En effet, lorsque le marcheur accélère dans R, le tapis est le plus souvent freiné ce qui induit une valeur positive de la variation de la vitesse $\tilde{V}_{R/T}$. Autrement dit, $\tilde{V}_{R/T}$ et $\Delta V_{G/R}$ sont presque toujours du même signe ce qui signifie que l'erreur est *quasi* continuellement positive. La somme de toutes ces erreurs à chaque instant induit donc une erreur non négligeable sur le calcul de la puissance mécanique.

L'erreur calculée entre W_{V_i} et $W_{\tilde{V}}$ démontre bien qu'il existe une influence des variations de la vitesse du tapis. Les différences retrouvées entre W_{V_i} et $W_{\tilde{V}}$ viennent en fait corroborer l'hypothèse émise dans les travaux de Savelberg et coauteurs [Savelberg1998] puisqu'ils estiment que les variations de la vitesse lors du cycle de marche sont responsables des échanges d'énergie entre le sujet et le tapis roulant. Nous pouvons observer sur les courbes de la Fig. 2.10 que les différences entre les courbes sont cycliques. L'erreur maximale semble apparaître lors du CT c'est-à-dire lorsque le tapis risque d'être le plus freiné. Dans le même temps, EC_{V_i} et V_i augmentent pour atteindre leur maximum alors que le travail de la force d'inertie d'entraînement est minimal avant d'augmenter très rapidement (Fig. 2.11). Les valeurs élevées de EC_{V_i} peuvent donc expliquer les différences retrouvées entre W_{V_i} et $W_{\tilde{V}}$ et pourraient venir compenser l'action de $W_{F_{ie}}$ dans le sens opposé à la direction de la marche.

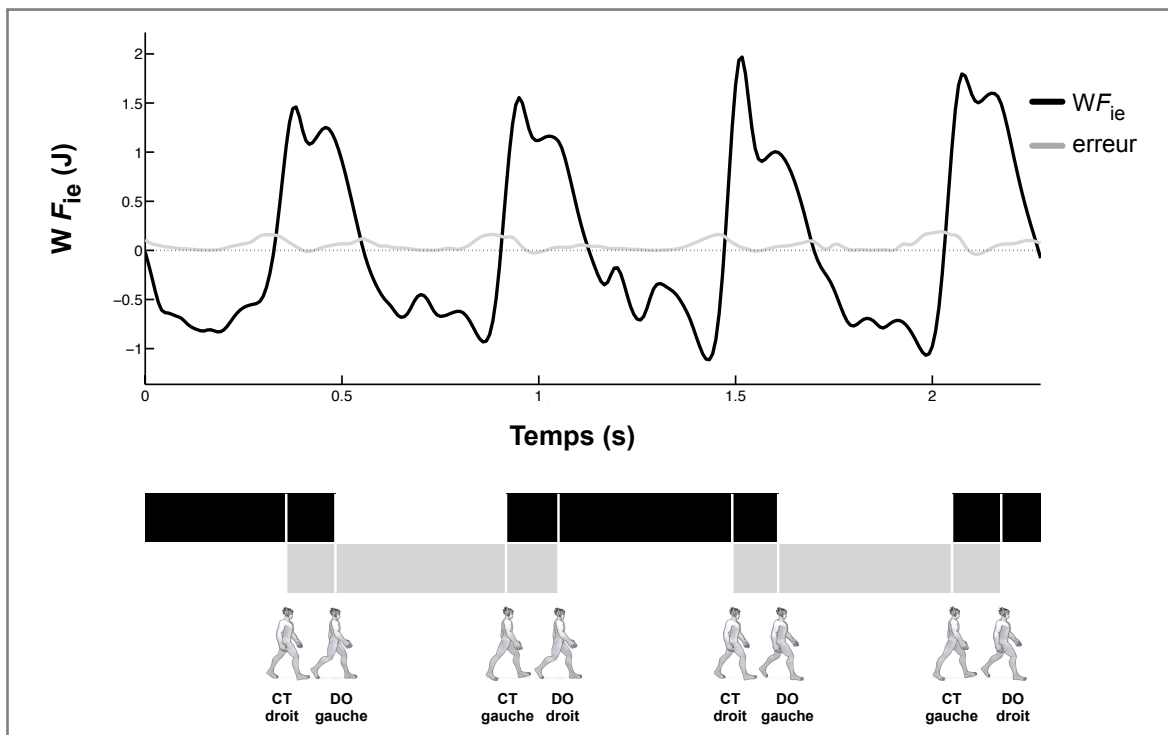


Fig. 2.11 - Évolution de la force d'inertie d'entraînement ($W_{F_{ie}}$ en noir) et de l'erreur entre W_{V_i} et $W_{\tilde{V}}$ (en gris) toujours lors du même cycle de marche normale de SN7 à $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Aussi, comme nous pouvions le supposer, plus la vitesse de marche s'éloigne de sa moyenne et plus la différence entre EC_{V_i} et $EC_{\tilde{V}}$ est grande. L'impact des variations de la vitesse du CoM du sujet n'est en fait pas pris en compte par $EC_{\tilde{V}}$ puisqu'elle néglige les variations de la vitesse de CoM dans T. Or, les variations du CoM, qui tendent à augmenter le coût mécanique, pourraient être une réponse aux variations de la vitesse du tapis. À l'avenir, il serait pertinent de comparer les variations du CoM lors de la marche sur tapis roulant à celles observées sur sol.

La Fig. 2.11 montre que $W_{F_{ie}}$ est en grande majorité négatif en phase d'appui unilatéral alors qu'il est toujours positif lors de la phase de double appui. Le marcheur profiterait donc du travail induit par la force d'inertie d'entraînement lors de cette phase de double appui. Par contre, dès que le marcheur doit se propulser vers l'avant, il a tendance à s'opposer à la force d'inertie d'entraînement et doit donc augmenter son travail mécanique.

Enfin, concernant le pseudo-travail mécanique, là encore, la prise en compte de la vitesse instantanée du tapis semble significative. Même si ce type de calcul est critiquable (cf. paragraphe 1.1.4.4), le pseudo-travail mécanique reste encore un moyen usuel d'estimer les énergies mécaniques mises en jeu [Pierrynowski1980, Olney1996, Unnithan1999, McDowell2002, Beaupied2003, Chen2005]. L'objectif n'était pas ici de comparer la marche normale à la marche hémiplegique. Cependant, nous pouvons constater que le pseudo-travail est supérieur pour la population hémiplegique à vitesse de confort comparé à ceux de la population normale aux vitesses très lente à moyenne. Cela laisse à penser que le coût mécanique de la population hémiplegique est bien supérieur à celui de la marche normale alors que dans le même temps la vitesse de marche est inférieure. $\mathbb{W}_V$ apparaît en outre significativement inférieur à $\mathbb{W}_{V_i}$ pour la population hémiplegique. L'impact de la variation de la vitesse du tapis n'est donc pas négligeable, qui plus est pour la marche pathologique. Dans l'optique d'utiliser le pseudo-travail comme un paramètre clinique, la prise en compte de la vitesse instantanée du tapis semble pertinente.

De manière générale, les résultats montrent que l'estimateur $\mathbb{W}_V$ est biaisé. En effet, $\mathbb{W}_V$ sous-estime $\mathbb{W}_{V_i}$ quelles que soient la population et la vitesse de marche exceptée pour la marche normale à vitesse lente ($p = 0,571$). À cette vitesse de marche ($0,75 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), l'impact de la marche sur le tapis roulant semble se minimiser. Le travail mécanique atteint son minimum et semble supposer que les sujets approchaient leur vitesse de confort sur tapis roulant. En admettant cette hypothèse, les sujets pouvaient être moins affectés par les variations de la vitesse du tapis. La diminution de cette hypothétique vitesse de confort sur tapis roulant comparée à celle sur sol pourrait s'expliquer par les perturbations induites par l'environnement du tapis roulant et notamment les variations de la vitesse du tapis. Cependant, cette hypothétique vitesse de confort sur tapis roulant ($0,75 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) paraît très faible comparée à celle mesurée sur sol ($1,31 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Afin d'explorer l'effet des variations de la vitesse du tapis sur le pseudo-travail, il serait intéressant de multiplier les mesures à d'autres vitesses de marche. De surcroît, la détermination de la vitesse de confort sur tapis roulant serait un bon outil de comparaison avec la marche sur sol.

Pour conclure, l'influence des variations de la vitesse du tapis sur les paramètres mécaniques de la marche – travail, puissance ou pseudo-travail – n'est pas négligeable et doit donc être prise en compte. La méthode présentée dans cette sous-section permet non seulement de corriger l'erreur classiquement commise lorsque la vitesse moyenne est utilisée, mais elle permet aussi d'isoler cette erreur. Le travail de la force d'inertie d'entraînement pourrait s'avérer être un paramètre pertinent dans la comparaison des marches sur sol et sur tapis roulant, des marches normales et pathologiques ou encore entre les marches pathologiques.



Ce chapitre avait pour objectif de présenter les outils développés dans le cadre de l'analyse de la marche. Ces outils d'analyse devaient respecter certaines conditions : être facilement applicables dans le cadre d'examens en routine, ne se baser que sur les données cinématiques du sujet et être adaptés à l'analyse de la marche sur tapis roulant.

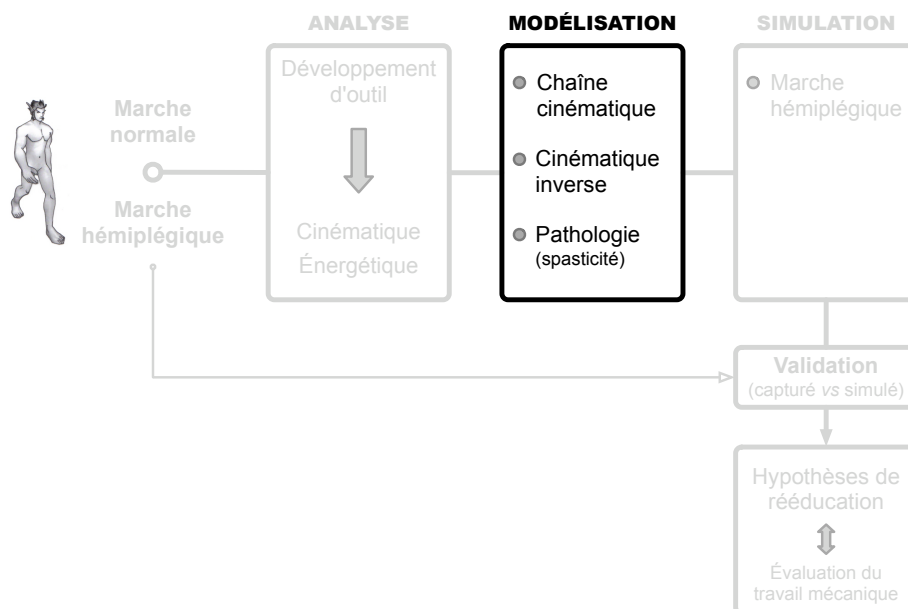
Le développement de la librairie de fonctions matlab répond à ce cahier des charges tout en offrant de plus larges possibilités. En effet, elle permet d'utiliser des fonctions génériques et communes à l'analyse du mouvement en général. Sa structure en bloc lui permet aussi d'être modulable et d'accepter aisément tout nouveau bloc de programmation. Sa mise en place est simple même si elle reste réservée à des utilisateurs initiés à la programmation. Sa généralisation nécessiterait notamment de développer une interface entre le logiciel de traitement et l'utilisateur.

La librairie intègre de plus toutes les fonctions liées à l'analyse de la marche sur tapis roulant. Ainsi, tout en prenant en compte les spécificités de la marche sur tapis roulant, nous avons vu qu'il était possible d'obtenir tous les paramètres nécessaires à l'analyse de la marche uniquement à partir des données cinématiques du sujet.

Cet ensemble a finalement fournit les outils nécessaires à l'analyse *a priori* de la modélisation de la marche.

Chapitre 3

Modélisation de la marche



La simulation d'un mouvement nécessite d'abord et avant tout de le modéliser. Ceci consiste à mettre sous forme mathématique, d'une part, le squelette à animer et, d'autre part, le geste à reproduire. Ces travaux visent à simuler la marche hémiplegique. Pour atteindre cet objectif, nous devons être capable de modéliser les spécificités de la marche d'un individu, qu'il s'agisse d'une marche normale ou hémiplegique. Ceci sous-entend une connaissance approfondie :

- de la chaîne cinématique à animer : **les membres inférieurs du sujet**
- du geste à reproduire : **le mouvement de marche**.

La première étape, section 3.1, est consacrée à la représentation mathématique des membres inférieurs. La modélisation des segments corporels et des articulations définit ainsi la chaîne cinématique à animer.

La seconde étape vise à modéliser le mouvement de marche. Dans le cadre de la cinématique inverse, plusieurs méthodes de résolution existent. Afin de justifier nos préférences, les intérêts et inconvénients des différents procédés sont débattus dans la section 3.2.

Une fois la méthode de résolution choisie, la section 3.3 détaille les moyens mis en place spécifiquement pour générer et individualiser la simulation de la marche hémiplegique.

3.1 Chaîne cinématique

Le mouvement de marche pourrait se résumer à la mobilisation du squelette humain par des actionneurs que sont les muscles squelettiques. Dans le cadre de la simulation, la chaîne cinématique correspond au squelette à animer. Tout comme le squelette humain, elle est définie par des paramètres anthropométriques liés à la position et à la longueur des segments, des axes de rotation et des degrés de liberté au niveau de chacune des articulations autorisant ou non le mouvement.

La chaîne cinématique se définit donc par la modélisation des segments corporels d'une part (sous-section 3.1.1) et par la fonction de cinématique directe les articulant d'autre part (sous-section 3.1.2).

3.1.1 Modélisation des segments de la chaîne

L'étape de modélisation du corps humain correspond à la transcription du squelette humain en un squelette numérique. Cela sous-entend que les hypothèses émises sur la représentation théorique parviennent à reproduire la réalité.

Le squelette numérique est constitué de cinq solides rigides articulés représentant les segments corporels suivants : le pelvis et le haut du corps (tête, membres supérieurs et tronc), les cuisses gauche et droite et les jambes gauche et droite. Cinq articulations viennent compléter la chaîne et respectent les hypothèses suivantes :

- Les axes de rotation sont fixes et parfaits.
- La racine de la chaîne est le milieu des deux épines iliaques antéro-supérieures, elle constitue le centre du repère global.
- Le centre de rotation de l'articulation du pelvis est la racine de la chaîne. Cette articulation est assimilée à une liaison rotule, elle se constitue de trois degrés de liberté en rotation. Ils représentent la bascule antéro-postérieure ou antéversion-rétroversion du pelvis, l'inclinaison et la rotation dans le plan transversal du pelvis.
- Chaque articulation de hanche est là encore assimilée à une liaison rotule. Les trois degrés de liberté représentent la flexion-extension, l'abduction-adduction et la rotation interne-externe de la hanche.
- L'articulation du genou est représentée par une liaison pivot n'autorisant qu'un degré de liberté en rotation. Il permet le mouvement de flexion-extension.
- La chaîne se termine de chaque côté par le centre articulaire de la cheville.

En résumé, la chaîne cinématique est composée de six solides rigides articulés par onze degrés de liberté répartis sur ses cinq centres articulaires (Fig. 3.1). Malgré les hypothèses simplificatrices émises, l'ensemble du système vise à reproduire les principales fonctions du squelette humain pour rendre le mouvement simulé réaliste.

Finalement, la modélisation du squelette à animer correspond à une chaîne cinématique hiérarchisée avec des relations père – fils entre les solides rigides articulés. La définition des repères de chaque solide et des coordonnées de chacune des articulations constitue la représentation mathématique de la chaîne à animer.

3.1.2 Fonction de cinématique directe de la chaîne

En plus du repère global, la chaîne cinématique associe un repère local à chaque solide rigide représentant un segment corporel (Fig. 3.1 et Fig. 3.2). L'architecture en relation père – fils décrit ensuite les coordonnées du centre articulaire distal du segment fils dans le repère père.

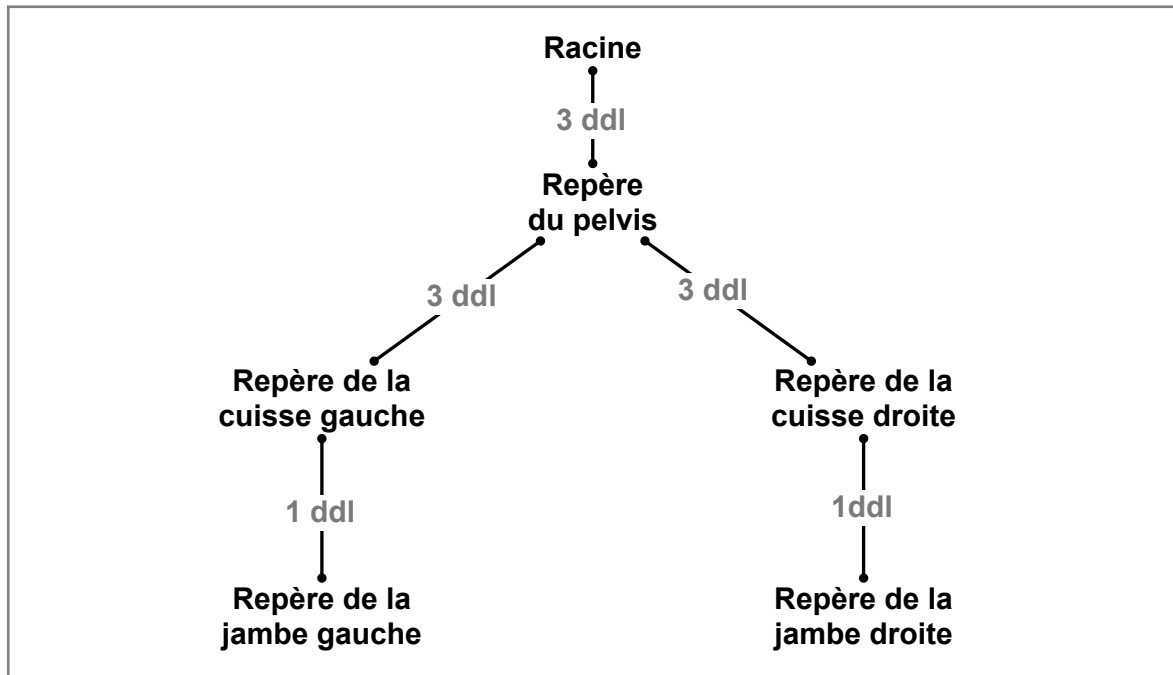


Fig. 3.1 - Illustration du squelette numérique représentant les membres inférieurs.

Tout d'abord, le repère global est centré sur la racine de la chaîne. Celle-ci est définie, rappelons-le, par le milieu des épines iliaques antéro-postérieures du pelvis en position de repos. L'axe z définit l'axe vertical orienté de bas en haut. L'axe x est dans le plan frontal et orienté de gauche à droite. L'axe y est dans le plan sagittal et orienté d'arrière en avant de telle manière à former un repère direct orthonormé.

L'étape suivante consiste à définir les repères locaux associés à chaque solide rigide de la chaîne. Ces repères locaux sont centrés sur le centre articulaire proximal du segment considéré : le centre du pelvis pour le segment pelvis, les hanches pour les cuisses, les genoux pour les jambes et les chevilles. Les axes sont définis de manière à former un repère direct orthonormé avec l'axe z comme axe principal. L'axe z est aligné sur les deux centres articulaires, proximal et distal, du segment considéré et correspond à l'axe de rotation modélisant le mouvement de rotation interne – externe. L'axe x est dans le plan frontal et représente l'axe de rotation de la flexion – extension. L'axe y est quant à lui dans le plan sagittal et permet de représenter les mouvements d'abduction – adduction.

Enfin, la dernière étape consiste à exprimer le mouvement relatif de chaque élément du squelette numérique dans les repères locaux correspondants. Les chevilles étant les effecteurs de la chaîne cinématique, l'objectif est d'aboutir à la fonction de cinématique directe qui exprime les coordonnées des chevilles dans le repère global.

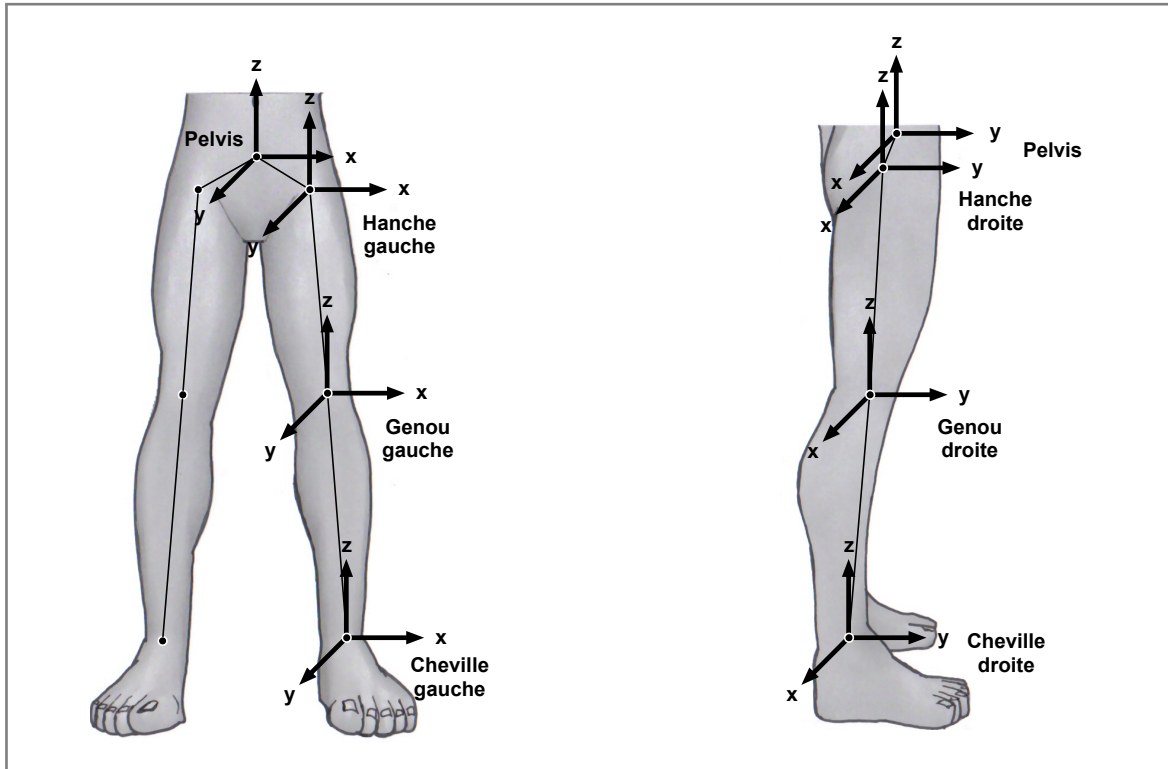


Fig. 3.2 - Repères global et locaux de la chaîne cinématique.

Afin de modéliser les mouvements articulaires, chaque transformation géométrique, que ce soit une translation ou une rotation, est représentée mathématiquement par une matrice de transformation homogène. En outre, les rotations sont exprimées à partir du formalisme des repères tournants dans l'ordre x , y et z c'est-à-dire la flexion – extension, l'abduction – adduction et la rotation interne – externe comme le préconise l'ISB. La chaîne cinématique est finalement modélisée par la multiplication des matrices de transformation homogène correspondantes.

- **Matrices de translation** (Éq. 3.1). T_p exprime la translation du vecteur de coordonnées (x_p, y_p, z_p) qui relie le centre du repère global à celui de la hanche. De la même manière, T_c exprime la translation du vecteur de coordonnées (x_c, y_c, z_c) qui relie le centre du repère de la hanche à celui du genou et T_j exprime la translation du vecteur de coordonnées (x_j, y_j, z_j) qui relie le centre du repère du genou à celui de la cheville.

$$T_p = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x_p \\ 0 & 1 & 0 & y_p \\ 0 & 0 & 1 & z_p \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad T_c = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x_c \\ 0 & 1 & 0 & y_c \\ 0 & 0 & 1 & z_c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad T_j = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x_j \\ 0 & 1 & 0 & y_j \\ 0 & 0 & 1 & z_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

- **Matrices de rotation du pelvis** (Éq. 3.2). La rotation d'un angle θ_{xp} autour de l'axe x est notée R_{xp} et exprime l'antéversion – rétroversion du pelvis. La rotation d'un angle θ_{yp} autour de l'axe y est notée R_{yp} et exprime l'inclinaison du pelvis. La rotation d'un angle θ_{zp} autour de l'axe z est notée R_{zp} et exprime la rotation interne – externe.

$$\begin{aligned}
R_{xp} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_{xp}) & -\sin(\theta_{xp}) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_{xp}) & \cos(\theta_{xp}) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
R_{yp} &= \begin{bmatrix} \cos(\theta_{yp}) & 0 & \sin(\theta_{yp}) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\theta_{yp}) & 0 & \cos(\theta_{yp}) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
R_{zp} &= \begin{bmatrix} \cos(\theta_{zp}) & -\sin(\theta_{zp}) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_{zp}) & \cos(\theta_{zp}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)
\end{aligned}$$

- **Matrices de rotation de la hanche** (Éq. 3.3). La rotation d'un angle θ_{xh} autour de l'axe x est notée R_{xh} et exprime la flexion – extension de la hanche. La rotation d'un angle θ_{yh} autour de l'axe y est notée R_{yh} et exprime l'abduction – adduction de la hanche. La rotation d'un angle θ_{zh} autour de l'axe z est notée R_{zh} et exprime la rotation interne – externe de la hanche.

$$\begin{aligned}
R_{xh} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_{xh}) & -\sin(\theta_{xh}) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_{xh}) & \cos(\theta_{xh}) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
R_{yh} &= \begin{bmatrix} \cos(\theta_{yh}) & 0 & \sin(\theta_{yh}) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\theta_{yh}) & 0 & \cos(\theta_{yh}) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
R_{zh} &= \begin{bmatrix} \cos(\theta_{zh}) & -\sin(\theta_{zh}) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_{zh}) & \cos(\theta_{zh}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)
\end{aligned}$$

- **Matrice de rotation du genou** (Éq. 3.4). La rotation d'un angle θ_{xg} autour de l'axe x est notée R_{xg} et exprime la flexion – extension du genou.

$$R_{xg} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_{xg}) & -\sin(\theta_{xg}) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_{xg}) & \cos(\theta_{xg}) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Les matrices de rotations de la hanche (R_{xh} , R_{yh} , R_{zh}) et du genou (R_{xg}) sont appliquées à droite et à gauche. La chaîne cinématique est finalement définie par une fonction mathématique (f) qui lie les angles articulaires (θ) à la position cartésienne des effecteurs (X) selon l'équation $X = f(\theta)$. Dans cette équation, X est un vecteur à six dimensions contenant les trois coordonnées x_c , y_c , z_c de chaque cheville (X_g et X_d) dans le repère global tel que

$$X = \begin{Bmatrix} X_g \\ X_d \end{Bmatrix} = \{x_{cg}, y_{cg}, z_{cg}, x_{cd}, y_{cd}, z_{cd}\}. \quad (3.5)$$

De la même façon, Θ correspond aux angles de rotations liés aux onze degré de liberté du squelette numérique et peut s'écrire

$$\Theta = \{\theta_{xp}, \theta_{yp}, \theta_{zp}, \theta_{xhg}, \theta_{yhg}, \theta_{zhg}, \theta_{xhd}, \theta_{yhd}, \theta_{zhd}, \theta_{xgg}, \theta_{xgd}\}. \quad (3.6)$$

À partir des matrices de transformation homogène, la fonction de cinématique directe permet donc d'obtenir la position des deux effecteurs (cheville gauche et cheville droite) à partir d'une double relation dont l'application pour le côté gauche est

$$\begin{bmatrix} x_{cg} \\ y_{cg} \\ z_{cg} \\ 1 \end{bmatrix} = R_{xp} \cdot R_{yp} \cdot R_{zp} \cdot T_p \cdot R_{xh} \cdot R_{yh} \cdot R_{zh} \cdot T_c \cdot R_{xg} \cdot T_j \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Les deux expressions expriment en effet les coordonnées cartésiennes des deux chevilles dans le repère global (x_{cg} , y_{cg} , z_{cg} à gauche et x_{cd} , y_{cd} , z_{cd} à droite).

La fonction de cinématique directe permet donc de connaître la position des deux chevilles à partir des angles articulaires (genoux, hanches, pelvis) et des paramètres anatomiques liés au squelette numérique. Dans notre cas, ces angles articulaires doivent être calculés afin de simuler un mouvement de marche.

3.2 Méthodes de résolution de la cinématique inverse

La fonction de cinématique directe décrite dans la section précédente (section 3.1) constitue en fait l'entrée du module de cinématique inverse. Par définition, la cinématique inverse s'intéresse au problème général du positionnement d'une partie du corps dans l'espace cartésien en cherchant une posture dans l'espace articulaire [Boulic2001].

Autrement dit, elle consiste à déterminer les angles articulaires Θ afin que l'effecteur de la chaîne cinématique atteigne la position X souhaitée. Cette méthode revient donc à inverser la fonction de cinématique directe f de telle sorte que

$$\Theta = f^{-1}(X). \quad (3.8)$$

Cette expression pose toutefois un problème fondamental puisque la fonction f n'est pas bijective. En effet, plusieurs solutions Θ peuvent exister pour une position X donnée. Prenons le cas d'un membre inférieur composé de deux segments dont les positions des deux extrémités, la hanche et la cheville, sont imposées (Fig. 3.3a). Le système est dit redondant et il existe une infinité de solutions conduisant à placer le genou sur un cercle [Korein1982]. Ce cas de figure survient obligatoirement lorsque le nombre de degrés de liberté est supérieur au nombre de contraintes. Plus la chaîne cinématique est longue, plus le nombre de degrés de liberté non contraints risque d'augmenter. L'espace de solution devient alors de plus en plus complexe.

Le but de la cinématique inverse est donc de fournir un ensemble d'angles articulaires Θ qui permettent de respecter les contraintes X placées sur les effecteurs. La difficulté réside dans le fait que la fonction cinématique f (Éq. 3.8) est complexe et non linéaire. Pour résoudre le problème lié à l'inversion de la fonction f , plusieurs solutions existent qu'elles soient analytiques ou numériques.

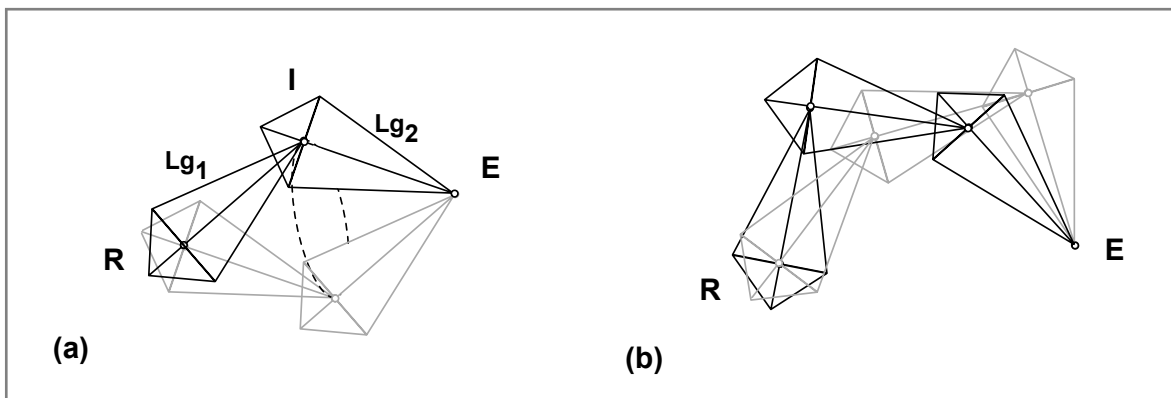


Fig. 3.3 - Infinité de solutions de la cinématique inverse. (a) : sur une chaîne à deux segments en contraignant la racine R et l'effecteur E, l'articulation I a une infinité de solutions placées sur un cercle. (b) : dans le cas d'une chaîne à trois segments, cet espace de solutions devient déjà très complexe.

3.2.1 Solution analytique

Lorsque la chaîne cinématique est très simple, le nombre de degrés de liberté est faible et le système est pas ou peu redondant. Les méthodes analytiques représentent alors une solution idéale puisqu'elles offrent une solution instantanée au problème de cinématique inverse.

Ces méthodes sont généralement appliquées dans un seul plan à des chaînes composées de deux segments tels que le bras ou la jambe [Korein1982, Wang1999, Tolani2000, Shin2001]. La solution analytique consiste alors à calculer la posture de la chaîne par rapport à la position de l'effecteur et de la racine de la chaîne (Fig. 3.4).

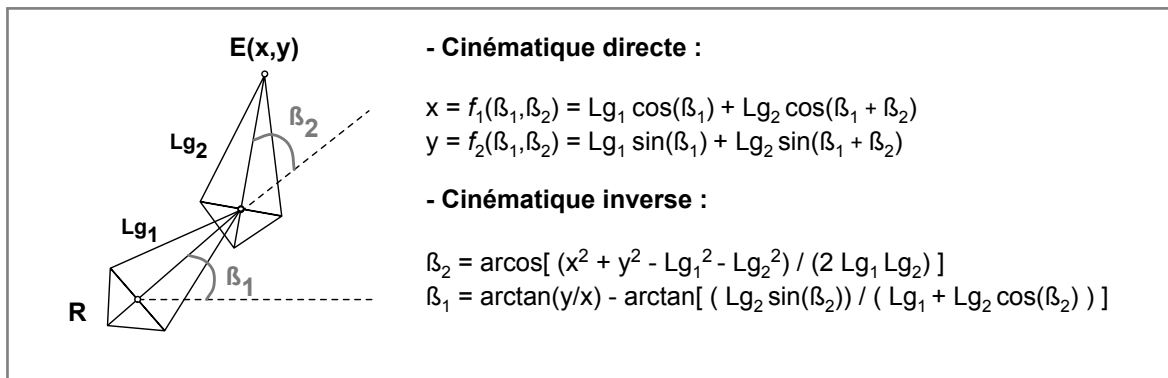


Fig. 3.4 - Application de la résolution analytique au problème de cinématique inverse pour une chaîne simple composée de deux segments la racine R et l'effecteur E.

Cependant, pour une chaîne cinématique complexe comme le corps humain, les méthodes analytiques sont extrêmement difficiles à mettre en place. Dans le cadre de ces travaux, la chaîne modélisant les membres inférieurs est constituée de 11 degrés de liberté et correspond à un système redondant. Il faut donc faire appel à d'autres techniques de résolutions dites numériques.

3.2.2 Optimisation non linéaire

Une des approches numériques consiste à résoudre le problème de cinématique inverse grâce à une méthode d'optimisation non linéaire [Gill1981]. Cette méthode revient à minimiser une fonction de distance entre les positions courantes et celles désirées de l'effecteur. Ainsi, le problème de cinématique inverse $\Theta = f^{-1}(X)$ consiste à minimiser l'erreur $E(\Theta)$ entre la position désirée X et la position courante telle que

$$E(\Theta) = (X - f(\Theta))^2. \quad (3.9)$$

Les méthodes d'optimisation permettent en outre d'ajouter des tâches supplémentaires g pondérées les unes par rapport aux autres par des gains K . La fonction de coût à minimiser peut alors s'écrire

$$E(\Theta) = K_{\text{principal}} \left[(X - f(\Theta))^2 \right] + K_{\text{secondaire}} g(\Theta). \quad (3.10)$$

Toutefois, la solution obtenue n'est finalement qu'un compromis entre toutes ces tâches et aucune n'est strictement respectée.

Parmi les techniques d'optimisation, Luenberger [Luenberger1984] a proposé de résoudre le problème de cinématique inverse par une méthode de descente cyclique de coordonnées notée CCD de l'anglais *Cyclic Coordinate Descent*. Ce type de technique a été utilisé pour animer des chaînes segmentaires [Badler1987, Zhao1994]. Il s'agit en fait d'un algorithme itératif qui effectue des adaptations locales aux articulations afin de minimiser les erreurs de position et d'orientation des effecteurs. La Fig. 3.5 illustre l'adaptation d'une chaîne cinématique à une contrainte de position. La chaîne est composée de seulement trois segments et deux degrés de liberté repérés par les ronds noirs. L'effecteur E placé à l'extrémité de la chaîne a pour contrainte d'atteindre la position cible. Ainsi, en appliquant une résolution géométrique par CCD [Lander1998], la chaîne adapte successivement la posture de chaque segment mobile en alignant la racine correspondante (R), l'effecteur (E) et la cible.

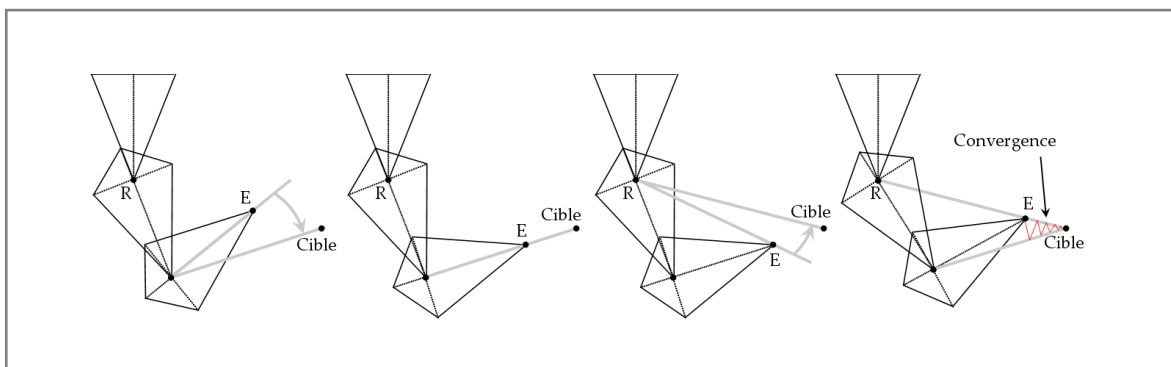


Fig. 3.5 - Illustration d'une méthode d'optimisation non linéaire sur l'adaptation d'une chaîne composée de trois segments et deux degrés de liberté. (a) et (b) : le dernier segment est adapté de manière à aligner R, E et la cible. (c) : le premier segment est adapté à son tour. (d) : adaptations réalisées par les itérations suivantes.

Malgré un calcul rapide et la convergence de la méthode sans singularité, ce type de résolution ne semble pas adapté à notre problématique. Elle présente en effet des inconvénients majeurs liés à la génération de mouvement humain :

- d'une part, l'adaptation n'est pas répartie de manière homogène. Les premiers segments subissent en effet les plus grandes modifications tandis que les derniers s'adaptent peu. Ce processus risque de générer des postures irréalistes même si, pour pallier à cet effet, des techniques d'amortissement peuvent être utilisées. Les degrés de liberté sont alors contraints par des variations maximales à chaque itération.
- d'autre part, cette méthode n'autorise pas l'ajout de contraintes ou tâches secondaires. L'algorithme fournit une solution unique sans tenir compte des redondances. Cela sous-entend impérativement de contrôler l'adaptation afin que l'algorithme converge directement vers la solution souhaitée. Les tests d'hypothèses de marche ou l'adaptation d'un mouvement à une pathologie ne sont donc pas envisageables.

3.2.3 Linéarisation locale

Afin de générer des mouvements plus souples, une autre méthode numérique consiste à effectuer une linéarisation locale de la fonction cinématique f (cf. Éq. 3.8). Cette solution consiste à linéariser la fonction f au voisinage de la configuration de la chaîne à un instant donné [Whitney1969].

Pour cela, une matrice Jacobienne J rassemble les dérivés partielles des M positions cartésiennes des effecteurs X en fonction des N degrés de liberté Θ telle que

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial f(x_1)}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f(x_1)}{\partial \theta_2} & \cdots & \frac{\partial f(x_1)}{\partial \theta_N} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial f(x_M)}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f(x_M)}{\partial \theta_2} & \cdots & \frac{\partial f(x_M)}{\partial \theta_N} \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

Les variations angulaires sont alors reliées à celles de l'effecteur par la relation

$$\Delta X = J(\Delta \Theta). \quad (3.12)$$

En inversant cette expression, le problème de cinématique inverse peut être résolu par linéarisation locale avec

$$\Delta \Theta = J^{-1}(\Delta X). \quad (3.13)$$

Cependant, la matrice J n'est pas toujours inversible puisqu'elle doit pour cela être carrée et non singulière. Or, le corps humain possède généralement beaucoup plus de degrés de liberté (Θ) que l'utilisateur ne fixe de contraintes (X). C'est d'ailleurs le cas de la chaîne cinématique modélisant les membres inférieurs puisqu'elle possède onze degrés de liberté pour six contraintes. Dans ces circonstances, le système est dit sous-contraint et l'inverse de la matrice jacobienne (J^{-1}) ne peut être déterminé. C'est alors la pseudo inverse de Moore Penrose [Penrose1955] notée J^+ qui est utilisée [Greville1959] et lorsque M est inférieur à N

$$J^+ = J^T (JJ^T)^{-1}. \quad (3.14)$$

La résolution par linéarisation locale du problème de cinématique inverse (Éq. 3.13) devient alors

$$\Delta \Theta = J^+(\Delta X). \quad (3.15)$$

En outre, pour des systèmes sous-contraints, la pseudo inverse est optimale c'est-à-dire qu'il existe au moins une solution et qu'elle sélectionne celle dont la norme euclidienne est minimale [Klein1983]. Pour en choisir une autre, une forme plus générale permet de tenir compte de la redondance des solutions [Liegeois1977]. La solution générale est alors donnée par l'équation

$$\Delta \Theta = J^+(\Delta X) + P_{N(J)} \Delta \alpha \quad (3.16)$$

où $P_{N(J)}$ est l'opérateur de projection dans l'espace nul de J de dimension $N-M$ c'est-à-dire le noyau des solutions de la tâche principale $J^+(\Delta X)$; $P_{N(J)}$ est égal à $I - J^+J$ où I est la matrice identité. $\Delta \alpha$ est un vecteur de recherche de dimension N dans l'espace articulaire. Ce vecteur permet d'exprimer un ensemble de contraintes supplémentaires appelé tâche secondaire sans remettre en question la réalisation de la tâche principale.

La tâche secondaire permet en fait de sélectionner des solutions réalistes au sens du mouvement humain. Diverses tâches secondaires ont été proposées comme la minimisation de la distance à une posture d'origine [Wang1999], le respect des butées articulaires [Girard1985], la minimisation de l'énergie mécanique [Nicolas2007b], le contournement des singularités dans la chaîne cinématique [Sciavicco1988] ou encore le respect de la cinétique de la marche bipède [Boulic1994]. Lorsque plusieurs tâches sont associées, il est alors nécessaire de définir leur influence respective. Deux approches se distinguent : l'une leur attribue des priorités et l'autre consiste à pondérer chacune des contraintes.

- L'approche par priorité des contraintes [Hanafusa1981, Baerlocher1998, Baerlocher2004] présente l'avantage de respecter strictement la tâche de plus haute priorité si elle est réalisable, tandis que les autres sont respectées au mieux sans remettre en question la première. La notion de priorité est très forte et l'agencement des tâches secondaires est primordial. Si cette technique semble adaptée aux contraintes d'égalité comme l'atteinte d'une cible, elle est difficilement applicable dans le cadre des contraintes d'inégalité comme les minimisations.
- L'approche par pondération paraît quant à elle plus appropriée aux contraintes d'inégalité. À l'inverse de la première, cette méthode conduit à un compromis ; aucune des tâches secondaires n'est vraiment respectée. Elle permet en outre de gérer un plus grand nombre de tâches. Les pondérations sont alors affectées à chacune des tâches afin d'obtenir finalement un mouvement réaliste.

Notons que les méthodes de résolutions de cinématique inverse posent un problème supplémentaire. En effet, si la solution sélectionnée vérifie des contraintes cinématiques, elle peut transgresser les lois de la physique. Toutefois, la conservation de l'équilibre par exemple peut être vérifiée par la projection du CoM dans le polygone de sustentation. En outre, des méthodes de cinétique inverse permettent d'assurer le contrôle de la position du CoM en situations quasi statiques [Phillips1991, Boulic1996, Kulpa2005].



Finalement, la résolution par linéarisation locale paraît répondre au problème de cinématique inverse posé par la chaîne cinématique modélisant les membres inférieurs. Même si ce système est sous-contraint, 11 degrés de liberté pour six contraintes liées aux effecteurs, l'utilisation de la pseudo inverse de la matrice jacobienne propose une solution pertinente. Cette résolution offre en effet l'avantage de respecter strictement une tâche principale, le respect des contraintes par les effecteurs, tout en laissant la possibilité d'ajouter des contraintes secondaires. Bien que cette méthode ne soit valide que pour de petites variations, l'algorithme peut être intégré dans une boucle de manière à s'approcher du but par petits déplacements successifs et offrir une solution valide.

Pour la simulation de la marche pathologique, l'atout majeur de cette approche réside dans sa capacité à tenir compte de paramètres secondaires. L'intégration des spécificités de la marche d'un individu et de sa pathologie est envisageable tout en laissant la possibilité de tester des hypothèses de marche. La suite de ce chapitre décrit donc l'application de cette méthode de résolution à notre chaîne cinématique et au type de mouvement à générer : la marche hémiplegique.

3.3 Application de la cinématique inverse à la marche hémiplégique

Au vu des méthodes présentées dans la section précédente, le problème de cinématique inverse posé par la chaîne décrite dans la section 3.1 est résolu par une méthode de linéarisation locale. L'application de cette approche vise à modéliser le mouvement de marche hémiplégique et nécessite de définir quatre éléments :

- la matrice jacobienne liée à la modélisation des membres inférieurs,
- la tâche principale,
- les tâches secondaires modélisant un mouvement de marche biomécaniquement réaliste,
- les tâches secondaires modélisant la pathologie.

3.3.1 Matrice jacobienne de la chaîne cinématique

La chaîne cinématique modélisant les membres inférieurs est composée de 6 segments, de 11 degrés de liberté et a pour effecteurs les deux extrémités de la chaîne : les chevilles droite et gauche. Autrement dit, il s'agit d'un système sous-contraint $\Delta X = J(\Delta \Theta)$ où M est égal à 6, N égal à 11. D'après les Éq. 3.5, 3.6 et 3.11, la matrice jacobienne est égale à

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial f(x_{cg})}{\partial \theta_{xp}} & \frac{\partial f(x_{cg})}{\partial \theta_{yp}} & \cdots & \frac{\partial f(x_{cg})}{\partial \theta_{zgd}} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial f(z_{cg})}{\partial \theta_{xp}} & \frac{\partial f(z_{cg})}{\partial \theta_{yp}} & \cdots & \frac{\partial f(z_{cg})}{\partial \theta_{zgd}} \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

Lorsque les angles des degrés de liberté sont nuls, le squelette numérique est en posture de référence. La chaîne articulaire représente alors la structure à animer. Pour cela, la pseudo inverse de la matrice jacobienne permet le calcul des angles articulaires en fonction des contraintes imposées au système ; il s'agit de la tâche principale. Cependant, nous l'avons vu (cf. sous-section 3.2.3), les solutions fournies sont de normes euclidiennes minimales et rien n'assure qu'elles vérifient des contraintes telles que les butées articulaires ou des trajectoires valides au sens de la biomécanique. Pour pallier à cet effet, la tâche secondaire est ajoutée afin de rendre le mouvement de marche réaliste et de tenir compte de la pathologie. La résolution de la cinématique inverse s'écrit alors

$$\Delta \Theta = J^+(\Delta X) + P_{N(J)} \Delta \alpha \quad (3.18)$$

avec la $J^+(\Delta X)$ tâche principale à respecter et $P_{N(J)} \Delta \alpha$ la tâche secondaire.

3.3.2 Tâche principale

La résolution du problème de cinématique inverse se base d'abord sur la tâche principale à réaliser ; elle est ici définie par les trajectoires des effecteurs de la chaîne. En effet, les six contraintes appliquées au système correspondent en fait aux positions cartésiennes des deux chevilles exprimées dans le repère global. Ces trajectoires appelées poulaines peuvent être directement issues des captures de mouvement ou bien intégrées sans aucune connaissance *a priori* du geste à simuler [Nicolas2007a].

La tâche principale exprimée par l'expression $J^+(\Delta X)$ vise à assurer les contraintes imposées lorsque le mouvement de marche est généré. Elle doit trouver une solution notée $\Delta\theta_p$ dans l'espace des solutions de dimension 5 tout en respectant strictement les poulaines (Fig. 3.6). Cette solution définit une posture particulière liée à la minimisation des normes euclidiennes. Pour en sélectionner une autre et assurer le réalisme de la posture générée, des tâches secondaires sont ajoutées.

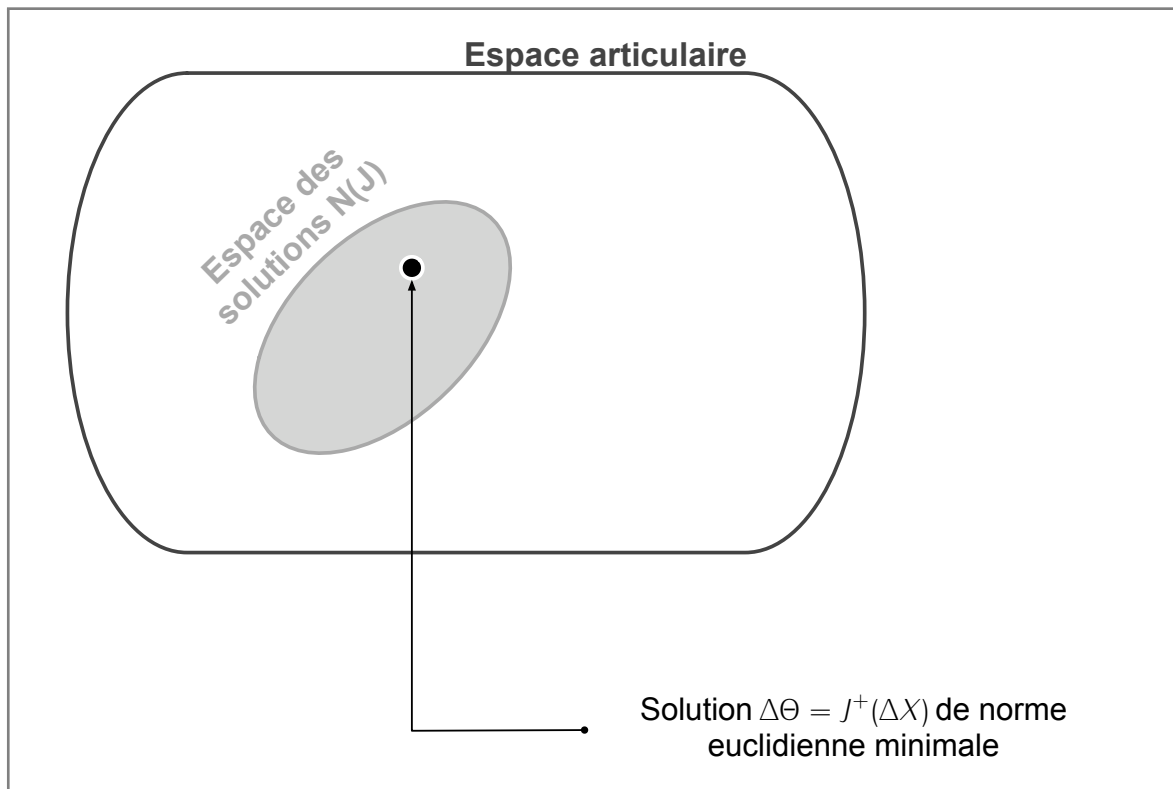


Fig. 3.6 - Représentation de la solution sélectionnée par la tâche principale de la cinématique inverse. Dans l'espace des solutions de la tâche principale, $\Delta\theta$ est une solution particulière minimisant les normes euclidiennes.

3.3.3 Tâches secondaires

Dans l'optique de simuler une marche hémiparétique, la posture sélectionnée doit être réaliste, prendre en compte la pathologie et respecter la tâche principale. Pour cela, la solution finale ($\Delta\theta_f$) s'exprime

$$\Delta\theta_f = \Delta\theta_p + (I - J^+J)\Delta\alpha. \quad (3.19)$$

Afin d'assurer le respect des contraintes – les poulaines –, la recherche de la solution finale est effectuée dans le noyau des solutions de la tâche principale $N(J)$ (Fig. 3.7). Cette recherche est réalisée grâce à l'opérateur de projection $I - J^+J$ noté aussi $P_{N(J)}$ et par le vecteur de recherche $\Delta\alpha$. Ce dernier vecteur modélise en fait le déplacement à appliquer pour tenir compte de la tâche secondaire.

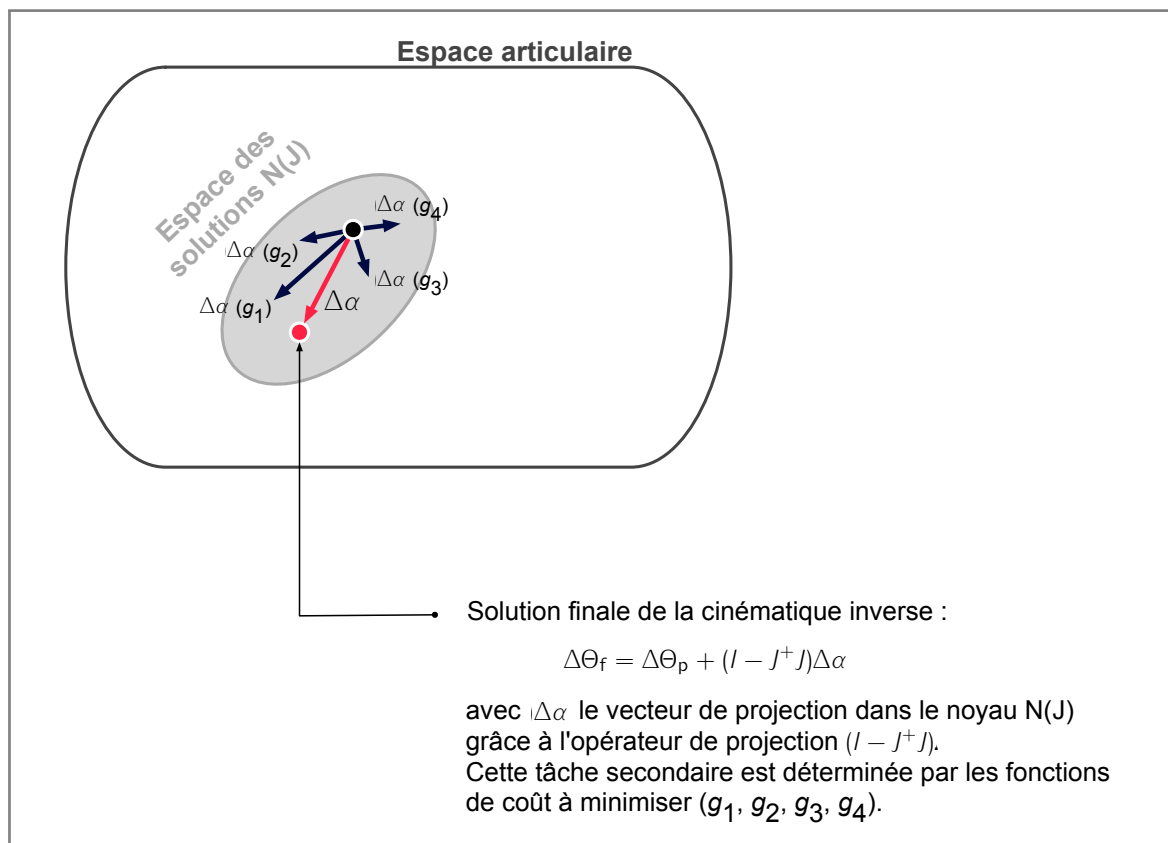


Fig. 3.7 - Représentation de la solution finale sélectionnée dans le noyau des solutions ($N(J)$) de la tâche principale et influencée par la tâche secondaire $(I - J^+J)\Delta\alpha$ avec $\Delta\alpha$ le vecteur de recherche déterminé grâce à la minimisation des fonctions de coût.

La tâche secondaire à ajouter comprend deux types de fonctions de coût à minimiser. Les premières visent à optimiser la posture choisie pour obtenir un mouvement de marche réaliste. Les secondes sont destinées à prendre en compte la pathologie du sujet.

3.3.3.1 Tâches secondaires liées au mouvement de marche

La première tâche secondaire consiste à minimiser l'énergie cinétique de rotation de chaque segment du corps. En effet, lors de la locomotion, le principe de minimisation de l'énergie semble être une caractéristique commune à un grand nombre d'espèces, y compris l'homme [McNeill Alexander2002, Alexander2004]. En outre, l'énergie cinétique de rotation s'avère être l'une des composantes prépondérantes de la dépense énergétique [Mansour1982, Williams1983, Beaupied2003]. La minimisation de l'énergie cinétique de rotation a en fait pour but de diminuer la quantité d'énergie perdue dans la gesticulation. La première tâche secondaire est donc définie par la fonction de coût g_1 telle que

$$g_1(\Theta_c, \Delta\Theta_p, \Delta\alpha) = \sum_{s=1}^6 \left(\frac{1}{2} R_s \cdot I_s \cdot R_s^T \cdot \left(\omega_s(\Delta\Theta_p, \Delta\alpha) \right) \right) \quad (3.20)$$

avec Θ_c la valeur courante de Θ , s l'indice du segment considéré parmi les cinq segments du système, I_s la matrice d'inertie du segment s , R_s la matrice de transformation entre le repère local lié au segment s et le repère global et ω_s la fonction qui calcule la vitesse angulaire du segment s en fonction de $\Delta\Theta_p$ et $\Delta\alpha$ le paramètre à optimiser.

La deuxième tâche secondaire ajoutée est liée aux butées articulaires. Les mouvements simulés doivent en effet respecter les butées articulaires liées à la mobilité du squelette humain. Cette approche consiste à définir les limites extrêmes du mouvement au-delà desquelles la posture calculée n'est plus possible sans dislocation articulaire.

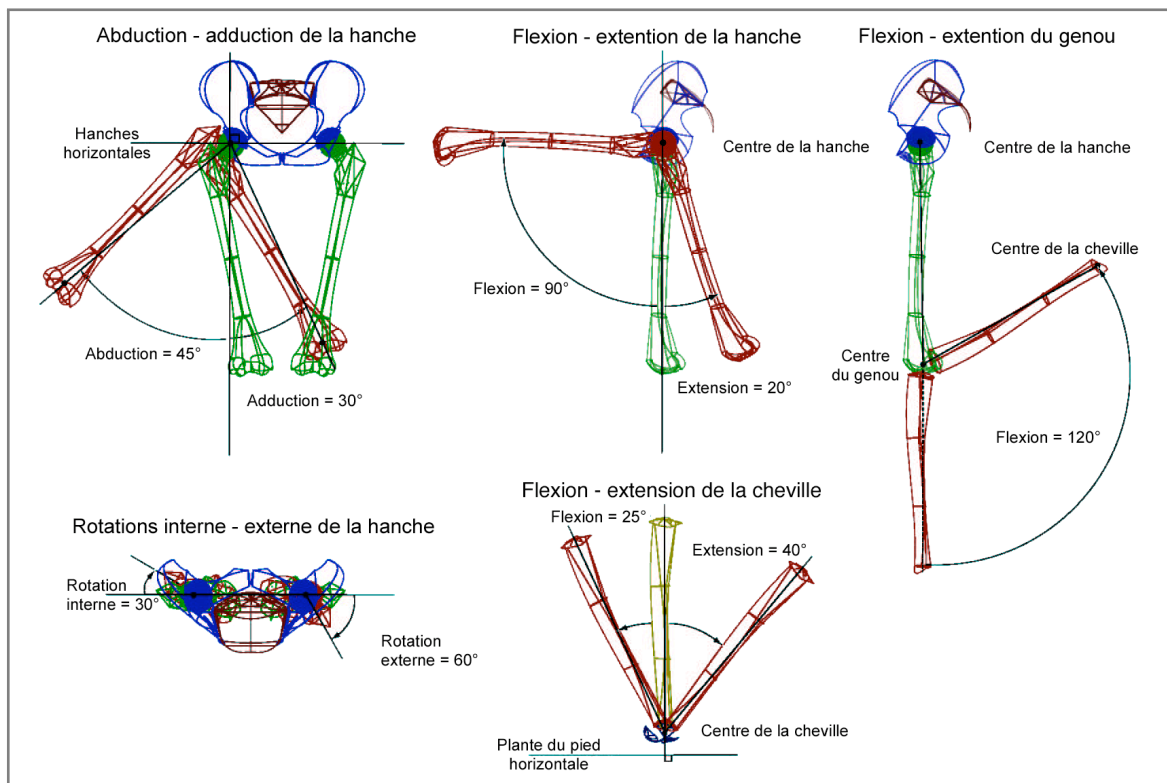


Fig. 3.8 - Valeurs moyennes des butées articulaires des membres inférieurs de l'homme d'après les données de Kapandji [Kapandji1971] et l'illustration de Nicolas [Nicolas2007a].

Une solution $\Delta\theta_f$ comprenant par exemple une extension de genou θ_{xgg} importante serait complètement irréaliste. Les butées articulaires à respecter peuvent donc être définies grâce aux valeurs moyennes publiées dans l'ouvrage de référence en physiologie articulaire [Kapandji1971] (Fig. 3.8). Ces butées articulaires sont intégrées dans le problème de cinématique inverse par une fonction de coût g_2 continue et dérivable. La fonction g_2 est en fait constituée d'une combinaison linéaire de deux fonctions exponentielles. Ainsi, la fonction de coût croît très rapidement au-delà des limites articulaires ; elle s'écrit

$$g_2(\Theta_c, \Delta\theta_p, \Delta\alpha) = \sum_{a=1}^{11} \left(\exp^{\zeta(\theta_c^a + (\Delta\theta_p^a + P_{N(I)}\Delta\alpha) - Bsup_a)} + \exp^{\zeta(Binf_a - (\theta_c^a + \Delta\theta_p^a + P_{N(I)}\Delta\alpha))} \right) \quad (3.21)$$

où a indique l'angle articulaire considéré parmi les onze degrés de liberté de la chaîne, $Bsup_a$ et $Binf_a$ sont les butées articulaires supérieures et inférieures du degré de liberté a désigné par θ^a , et ζ est une constante qui assure une augmentation rapide du coût de la fonction lorsque les angles sont au-delà des butées articulaires. Si au contraire ils les respectent, la fonction de coût est proche de zéro (Fig. 3.9).

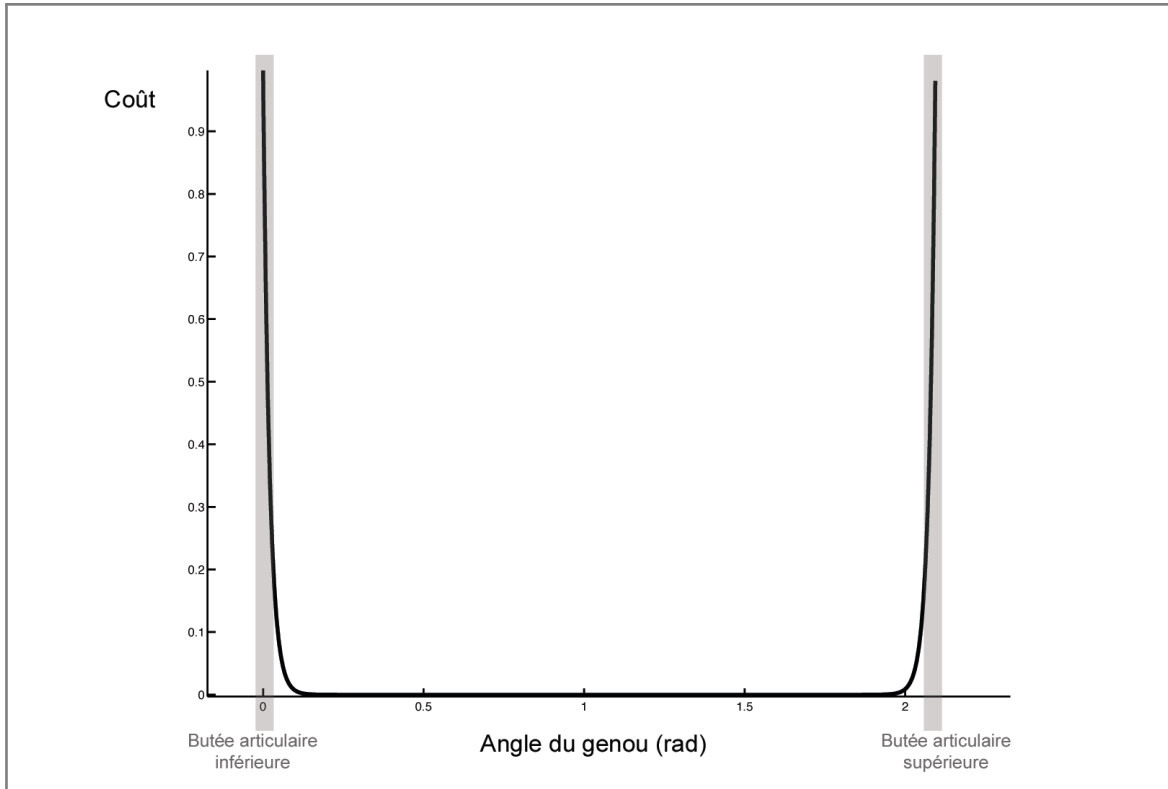


Fig. 3.9 - Illustration d'une fonction de coût associée au respect des butées articulaires. Le coût de la fonction augmente rapidement lorsque l'angle articulaire est au-delà de ses limites physiologiques.

La troisième tâche secondaire minimise la distance entre la solution et la posture initiale de repos. L'hypothèse émise est qu'il existerait un lien entre la posture de repos et le mouvement de marche [Nicolas2007b]. Pour assurer cette contrainte, la fonction de coût g_3 s'exprime par la relation

$$g_3(\Theta_c, \Delta\theta_p, \Delta\alpha) = \sum_{a=1}^{11} \left(q_a \left(P_a(\Theta_c + \Delta\theta_p + P_{N(I)}\Delta\alpha) - \theta_r^a \right)^2 \right) \quad (3.22)$$

où q_a correspond à une pondération égale à un pour les degrés de liberté du pelvis et nulle pour tous les autres degrés de liberté notamment pour la flexion – extension des hanches et des genoux. P_a est un opérateur de projection qui retourne l'élément a de l'expression $\Theta_c + \Delta\Theta_p + P_{N(I)}\Delta\alpha$, et Θ_r est la valeur de repos du degré de liberté a . Cette tâche secondaire a pour effet de ne pas trop s'éloigner de la posture de repos. Contrairement aux autres angles articulaires, la pondération des mouvements de flexion – extension est nulle et la recherche des valeurs est donc laissée complètement libre.

À partir de ces trois premières tâches secondaires, le mouvement de marche normale peut être considéré modélisé. La solution $\Delta\Theta_f$ doit non seulement respecter les poulaines, mais également des postures réalistes au sens de la biomécanique. L'étape suivante consiste à modéliser la pathologie afin d'en tenir compte dans le mouvement généré. La deuxième et la troisième tâches secondaires s'avèrent pour cela particulières puisqu'elles interviennent également dans la modélisation de la marche pathologique.

3.3.3.2 Tâches secondaires liées à la pathologie

Pour modéliser la pathologie, l'hypothèse émise consiste à se baser sur trois tâches secondaires. Sur ces trois contraintes, une seule est véritablement ajoutée par rapport à la marche normale.

Les tâches secondaires représentées par les fonctions de coût g_{2bis} et g_{3bis} s'inscrivent en fait dans le prolongement direct de la deuxième et de la troisième tâches secondaires présentées dans la sous-section précédente.

Ainsi, la tâche secondaire deux bis est définie par la fonction de coût g_{2bis} similaire à la fonction g_2 (Éq. 3.21). En effet, la survenue d'une pathologie comme l'hémiplégie limite très souvent les amplitudes articulaires lors de la marche (cf. paragraphe 1.3.3.2). Pour modéliser le handicap engendré, les amplitudes articulaires sont mesurées directement sur la marche réelle puis reportées dans la fonction de coût g_{2bis} . L'impact de la pathologie s'avère donc partiellement intégré dans la fonction de coût liée aux butées articulaires.

De manière identique, la tâche secondaire trois bis ou g_{3bis} est similaire à la fonction de coût g_3 . En effet, l'hémiplégie a des répercussions non seulement sur les amplitudes articulaires lors de la marche, mais elle peut également influencer la position de repos. Dans ce cas, la fonction de coût g_{3bis} va intégrer l'impact de la pathologie en se référant à la posture de repos. Si, par exemple, un pied bot ou une limitation articulaire du genou sont présents en position de repos, la solution obtenue sera finalement influencée par l'intégration de cette tâche secondaire.

Une dernière tâche secondaire vient compléter la modélisation de la marche hémiplégique. Il s'agit cette fois d'une fonction de coût spécifique qui ne serait pas utilisée dans le cadre de la marche normale. La quatrième tâche secondaire est en fait liée à la spasticité engendrée par l'hémiplégie (cf. sous-section 1.3.2). Rappelons que la spasticité est l'un des facteurs responsables de la perturbation de la marche. Elle peut être considérée comme l'une des causes majeures de la diminution des amplitudes articulaires lors de la marche et des postures anormales adoptées en position de repos. Ceci signifie qu'une partie des effets liés à la spasticité est d'ores et déjà intégrée aux tâches secondaires g_{2bis} et g_{3bis} . En plus de cela, la spasticité est par définition vitesse dépendante. Ce dernier paramètre est donc pris en compte par une fonction de coût g_4 . Cette fonction limite la vitesse angulaire au niveau de la flexion du genou du côté hémiplégique puisque la spasticité du quadriceps serait en grande partie responsable de la limitation de la vitesse de flexion du genou pendant la phase d'oscillation [Burke1970, Bérard2005].

La fonction de coût g_4 est donc de la forme

$$g_4(\theta_{xgh_c}, \Delta\theta_p^{gh}, \Delta\alpha) = \exp^{\zeta(\omega_{gh} - \omega_{sup})} + \exp^{\zeta(\omega_{inf} - \omega_{gh})} \quad (3.23)$$

avec θ_{xgh_c} la valeur courante de θ_{xgh} l'angle représentant la flexion du genou du côté hémiplégique. ω_{gh} est la vitesse angulaire courante du genou du côté hémiplégique ; il s'agit de la dérivée de l'expression $\theta_{xgh_c} + \Delta\theta_p^{gh} + P_{N(J)}\Delta\alpha$. ω_{sup} et ω_{inf} sont les bornes supérieures et inférieures de la vitesse angulaire du genou. Ces dernières sont mesurées lors de la capture de la marche hémiplégique réelle et donc directement liée à la spécificité de la pathologie du sujet donné. Les bornes de vitesse angulaire sont ici multipliées par un facteur égal à 1,2 pour offrir à ce niveau une liberté de 20% dans la solution recherchée. Enfin, ζ est encore une fois une constante qui assure une augmentation rapide du coût de la fonction lorsque les vitesses angulaires sont au-delà des bornes fixées.



Toutes les contraintes qui viennent d'être décrites sont au bout du compte intégrées à une fonction de coût global à minimiser. Cette fonction est une combinaison linéaire de toutes les tâches secondaires. Dans le cas de la marche hémiplégique, elle s'écrit

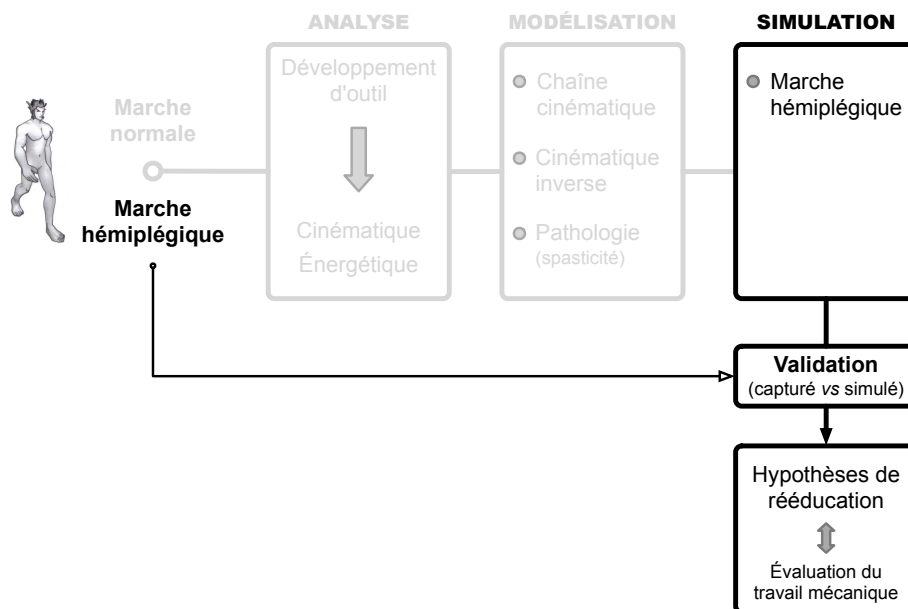
$$f = g_1 + g_{2bis} + g_{3bis} + g_4. \quad (3.24)$$

Le vecteur $\Delta\alpha$ minimisant la fonction de coût global est ensuite recherché grâce à une méthode de recherche multidirectionnelle ou MDS de l'anglais *Multi-Directionnal Search* [Torczon1989]. La méthode MDS a été préférée aux méthodes de descente de gradient en raison des dérivations qu'elles impliquent et parce qu'elles sont sujettes à des minima locaux plus nombreux. La méthode MDS a en plus l'avantage, comme son nom l'indique, d'être effectuée dans toutes les directions contrairement aux méthodes de descente de gradient ou encore des simplexes. La solution de départ est ainsi comparée à toutes ses voisines dans la limite du pas déterminé au préalable. L'optimisation est donc théoriquement plus rapide et moins sensible aux minima locaux et permet de résoudre des fonctions complexes comme celles utilisées dans ce travail.

Finalement, nous venons de voir au travers de ce chapitre les solutions choisies pour modéliser les membres inférieurs et le mouvement. La simulation de la marche hémiplégique peut donc désormais être entreprise.

Chapitre 4

Simulation de la marche hémiparétique



Le dernier chapitre de ce travail vise à fournir un outil de simulation capable d'aider les thérapeutes à tester des hypothèses de rééducation. Pour ce faire, la simulation doit d'abord être capable de reproduire des marches hémiparétiques connues en réinvestissant les connaissances acquises par l'analyse et la modélisation de la marche. Une fois validée, la technique de simulation peut être réinvestie dans le milieu clinique et des tests d'hypothèses de rééducation peuvent être envisagés.

Ce quatrième chapitre s'articule donc en deux sections.

La première (section 4.1) est consacrée à la validation de la méthode. Il s'agit en fait de confronter les données calculées issues de la simulation à des données réelles issues de la capture du mouvement.

La seconde section (section 4.2) illustre une des applications potentielles de la simulation de la marche hémiparétique dans le domaine clinique, avant de discuter des avantages et des limites que présente ce type d'outil.

4.1 Validation de la méthode de simulation

Avant de pouvoir appliquer une méthode de simulation au milieu clinique, il faut s'assurer que la modélisation de la marche hémiparalysée est performante. La méthode choisie doit permettre de reproduire des mouvements connus.

Afin de valider la méthode de simulation, des marches hémiparalysées ont été capturées, analysées et enfin comparées aux marches simulées telle que le décrit la sous-section 4.1.1. Les résultats de ces simulations sont ensuite présentés dans la sous-section 4.1.2 pour finir sur une discussion des avantages et des limites de la méthode choisie (sous-section 4.2.2).

4.1.1 Protocole de validation

4.1.1.1 Mouvement de marche capturé

Les marches hémiparalysées réelles ont été capturées sur la population des sept sujets hémiparalysés présentée précédemment (cf. sous-paragraphe 2.2.1.2.2).

Rappelons que tous ces sujets ont réalisé une marche sur tapis roulant à leur vitesse de confort. Le mouvement de marche a été capturé sur 30 secondes en suivant le protocole décrit dans les sections 2.1 et 2.2.1.2.2. Le traitement des données a permis de fournir les angles du pelvis, des hanches et des genoux ainsi que les positions de chacune des articulations formant la chaîne cinématique à simuler. Ces données cinématiques capturées constituent le mouvement de référence auquel il faut confronter le mouvement calculé issu de la simulation.

4.1.1.2 Paramètres d'entrée de la simulation

L'outil de simulation choisi se base sur quelques paramètres d'entrée simples. Il faut modéliser à la fois la chaîne cinématique à animer et la pathologie du sujet étudié. Ces paramètres sont intrinsèques à l'individu.

Tout d'abord, les longueurs de la chaîne cinématique sont directement issues des longueurs segmentaires mesurées en position de repos. Grâce aux marqueurs externes repérés sur le sujet (cf. sous-section 2.1.2), les nœuds articulaires des membres inférieurs peuvent être déterminés. La racine de la chaîne cinématique correspond quant à elle au milieu des deux épineuses antéro-supérieures. Toutes les mesures sont alors rapportées au repère global de la racine pour définir les dimensions du squelette numérique et, par la même, la chaîne cinématique à animer.

D'autre part, la méthode de résolution par cinématique inverse nécessite que la position des effecteurs soit fournie. Dans notre cas, les trajectoires des effecteurs correspondent aux poulaines, les trajectoires des chevilles par rapport à la racine de la chaîne. Les poulaines ont donc été déterminées à partir d'un cycle de marche capturé lors de l'exercice sur tapis roulant (Fig. 4.1). Une fois connues, les poulaines constituent le principal paramètre d'entrée de la simulation par cinématique inverse. Ces positions cartésiennes des chevilles représentent les six contraintes appliquées au système de onze degrés de liberté. Il reste cinq degrés de liberté à définir dans l'espace articulaire ce qui signifie que la méthode de résolution choisie évolue dans un espace de recherche de dimension cinq.

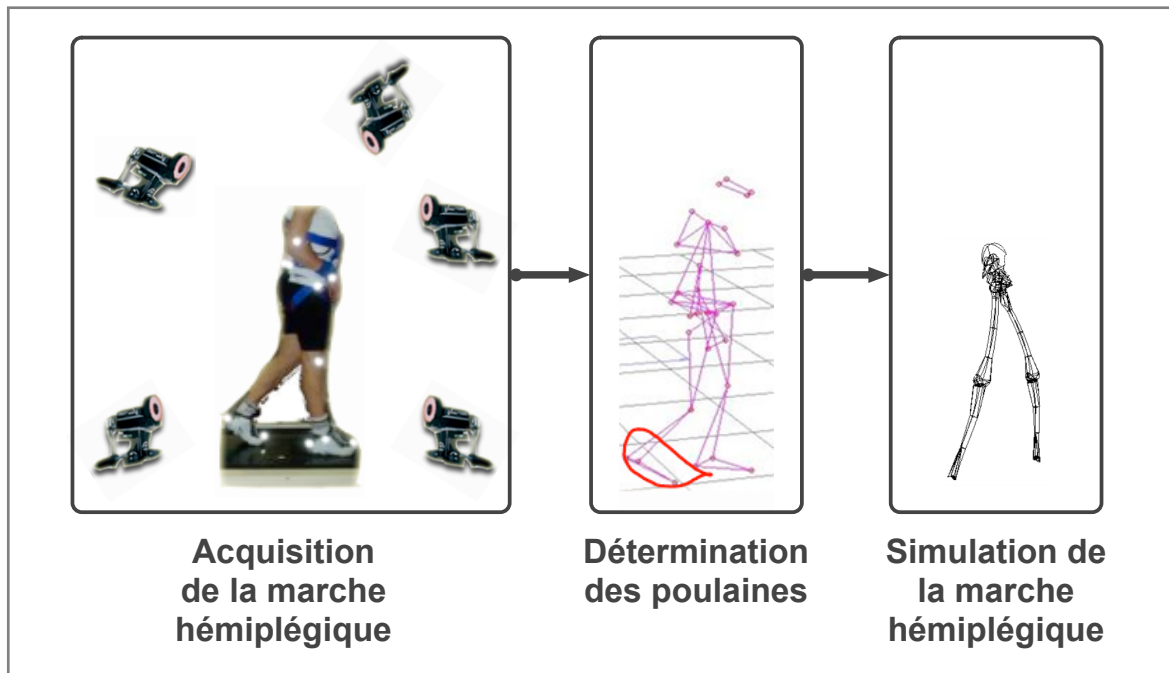


Fig. 4.1 - De la capture du mouvement à la simulation : les poulaines, entrée de la cinématique inverse, sont ici déterminées à partir d'une capture d'un cycle de marche sur tapis roulant.

Enfin, les paramètres des tâches secondaires modélisant la pathologie sont également issus de l'acquisition du mouvement de marche : butées articulaires, angles de référence à la posture de repos ou limites de la vitesse angulaire. Les butées articulaires, intégrées à la tâche secondaire g_{2bis} , sont calculées lors du cycle de marche capturé. Il s'agit des limites supérieures et inférieures de la mobilité fonctionnelle des articulations c'est-à-dire les angles maximum et minimum de chaque degré de liberté. De la même manière, les angles de la posture de repos, liés à la tâche secondaire g_{3bis} , correspondent aux angles de chaque degré de liberté en position de repos. Les données réelles, issues des captures du mouvement, permettent alors de définir cette position de référence. Les limites de la vitesse articulaire sont là encore mesurées lors du cycle de marche capturé puis ajoutées à la tâche secondaire g_4 .

Toutes ces entrées liées à la tâche secondaire ont volontairement été choisies pour qu'elles soient facilement accessibles. Ces paramètres sont ici issus de la capture du mouvement mais, dans une logique clinique, ils pourraient être mesurés lors d'examens simples tels qu'un examen arthrométrique pour les butées articulaires ou un *pendulum test* pour la vitesse maximale d'oscillation liée à la spasticité.

Une fois ces paramètres mesurés, la simulation du mouvement peut être entreprise ; elle intègre à la fois les spécificités du squelette humain, celles du mouvement et surtout celles de la pathologie affectant le sujet. Il ne reste plus qu'à comparer les données calculées à celles capturées.

4.1.1.3 Comparaison du mouvement réel et simulé

La validation de la méthode de simulation passe par la comparaison du mouvement de marche simulé à celui capturé. Les différences entre les trajectoires ont alors été évaluées grâce à l'erreur RMS détaillée dans le paragraphe 2.2.2.2 et calculée ici entre les données capturées et celles calculées.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (traj_{capt} - traj_{calc})^2} \quad (4.1)$$

avec n le nombre d'éléments i dont sont constituées les trajectoires capturées ($traj_{capt}$) et celles calculées ($traj_{calc}$).

Toutes les informations issues de la simulation ont été confrontées au mouvement réel à savoir : les onze degrés de liberté de la chaîne cinématique et les positions des cinq articulations dont les chevilles qui constituent les effecteurs de la chaîne.

La cinématique inverse fournit les angles articulaires au cours du temps en fonction de la poulaine et de la chaîne donnée. C'est une véritable chaîne segmentaire en mouvement et il paraît pertinent de valider cette approche par la visualisation du mouvement généré. La démarche quantitative s'enrichit ainsi d'une démarche qualitative représentée par la visualisation de la marche simulée.

4.1.2 Résultats de la simulation

Tout comme le mouvement est simulé par deux tâches dans la cinématique inverse, les résultats obtenus sont présentés en deux parties. En effet, la résolution de la cinématique inverse par linéarisation locale implique que les tâches secondaires n'influencent pas la réalisation de la tâche principale [Klein1983]. La première partie des résultats de la simulation s'intéresse donc au respect de la tâche principale alors que la seconde partie est consacrée à l'ensemble de la solution avec l'apport de la modélisation de la pathologie par la tâche secondaire.

4.1.2.1 Respect de la tâche principale

Le respect de la tâche principale a été évalué en calculant l'erreur RMS entre les trajectoires cartésiennes des poulaines calculées et celles capturées. Le Tab. 4.1 regroupe ces erreurs RMS pour tous les sujets dont la marche a été simulée.

Conformément à la théorie de cette approche, malgré l'ajout de tâches secondaires, les résultats montrent que la trajectoire des effecteurs est strictement respectée pour chacun des sujets. Autrement dit, les trajectoires en sortie de la simulation correspondent bien à celles imposées en entrée. Par exemple, la Fig. 4.2 illustre les poulaines gauches et droites de SH1 projetées dans le plan frontal et sagittal.

Les erreurs RMS sont toutes inférieures à 0,3 mm avec une erreur moyenne inférieure ou égale à 0,1 mm. Ces très faibles erreurs RMS nous permettent de constater que la tâche principale est strictement respectée pour l'ensemble des sujets.

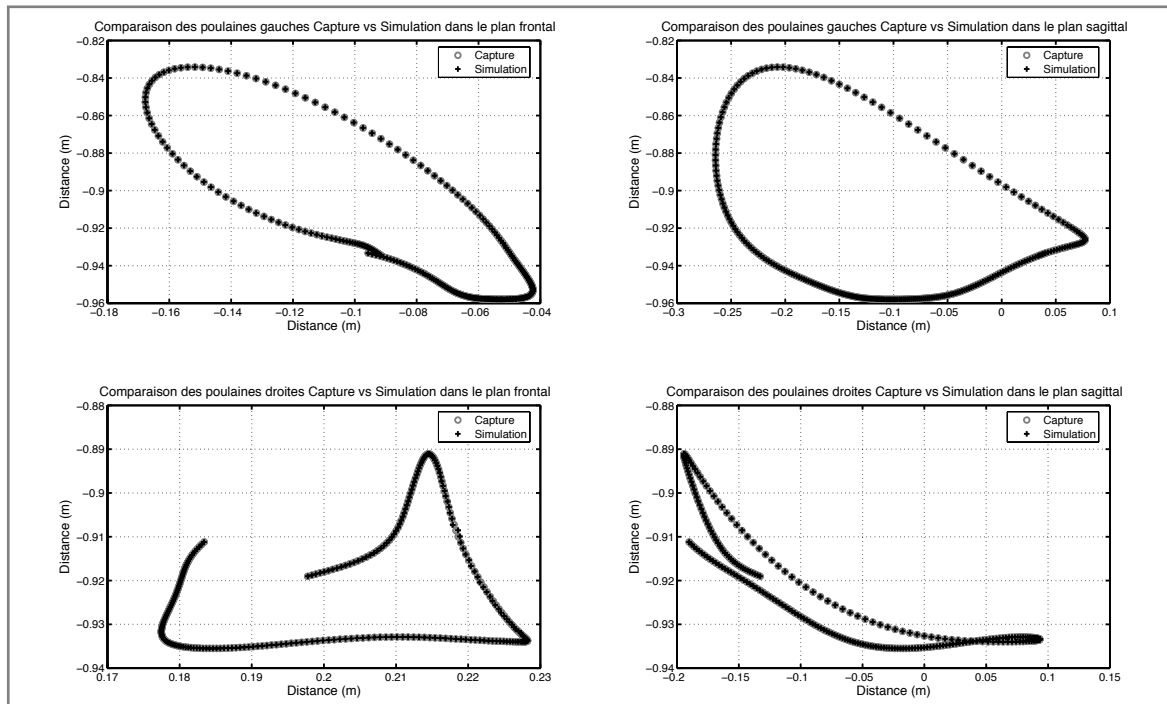


Fig. 4.2 - Respect de la tâche principale imposée à la cinématique inverse : projection des poulaines gauches et droites de SH1 calculées (lignes noires) et capturées (ronds gris) dans le plan frontal et sagittal.

Tab. 4.1 - Erreurs RMS en millimètre entre les trajectoires cartésiennes des poulaines calculées et celles capturées.

Sujet	x_{cg}	y_{cg}	z_{cg}	x_{cd}	y_{cd}	z_{cd}
	(mm)			(mm)		
SH1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
SH4	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1	0,3
SH5	0,2	0,1	0,2	0,1	0,0	0,1
SH6	0,2	0,1	0,0	0,2	0,1	0,1
SH7	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1	0,2
SH8	0,1	0,0	0,1	0,0	0,0	0,1
SH9	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Moyenne	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1
Écart type	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1

4.1.2.2 Marche hémiplégique simulée

Nous venons de voir que les solutions obtenues par la cinématique inverse respectent la tâche principale. Il nous faut maintenant vérifier si l'ajout des tâches secondaires permet d'obtenir un mouvement réalisable au sens de la biomécanique et de la pathologie affectant l'individu.

La simulation par cinématique inverse fournit les angles des onze degrés de liberté de la chaîne au cours du temps. Ainsi, les angles calculés sont comparés à ceux capturés lors de la marche sur tapis roulant et les erreurs RMS sont présentées dans le Tab. 4.2.

De manière globale, les angles calculés par la cinématique inverse comparés aux données capturées ont des erreurs RMS relativement faibles. Les plus grandes différences sont observées au niveau des rotations interne - externe des hanches avec des valeurs atteignant $11,9 \pm 8,6^\circ$ à gauche et $14,7 \pm 12,9^\circ$ à droite. Ces variations peuvent s'expliquer par les difficultés rencontrées à mesurer l'angle de rotation autour de l'axe z du segment cuisse. Ceci peut être dû au placement de marqueur sur les points anatomiques de référence et aux méthodes de calcul choisies [Chèze1995, Chèze1998, Chèze2000, Cappozzo2005]. Cette approche peut rendre la définition du repère, lié au segment cuisse, difficile et parfois imprécise. À l'avenir, il pourrait être judicieux d'utiliser un marquage de segments à l'aide de *cluster*. En effet, ces solides rigides fixés sur les segments faciliteraient la définition du repère lié à la cuisse. Concernant la simulation, les degrés de liberté θ_{yhg} se retrouvent dans l'espace nul de la solution, c'est-à-dire qu'ils sont sans effet sur la tâche principale. La chaîne cinématique ne comportant pas le pied, la rotation de la cuisse autour de l'axe z ne remet pas en cause l'atteinte de la poulaine par l'effecteur. Ceci signifie que n'importe quel dérive est en théorie possible et que la tâche secondaire permet simplement d'assurer une continuité de ces angles.

Tab. 4.2 - Comparaison des angles calculés par cinématique inverse avec ceux capturés à travers les erreurs RMS. Ces erreurs sont exprimées en degré.

Sujet	θ_{xp}	θ_{yp}	θ_{zp}	θ_{xhg}	θ_{yhg}	θ_{zhg}	θ_{xgg}	θ_{xhd}	θ_{yhd}	θ_{zhd}	θ_{xgd}
SH1	2,3	0,9	5,1	2,6	1,9	2,0	3,6	1,5	1,0	3,5	4,4
SH4	2,3	3,4	5,9	6,0	8,5	8,1	7,9	10,8	5,0	38,2	17,1
SH5	2,8	2,8	6,6	3,1	1,2	11,9	5,2	6,8	13,5	10,2	8,3
SH6	3,2	3,4	4,2	7,9	3,9	24,2	10,8	6,4	4,3	25,0	8,3
SH7	1,8	1,8	3,8	5,1	2,1	5,2	5,7	2,2	2,8	12,9	3,3
SH8	1,8	1,7	2,7	2,7	6,5	9,1	5,0	2,6	2,8	1,3	4,5
SH9	3,8	1,9	8,5	5,6	2,5	23,1	8,3	5,4	2,2	11,6	3,8
Moyenne	2,6	2,3	5,3	4,7	3,8	11,9	6,7	5,1	4,5	14,7	7,1
Écart type	0,7	0,9	2,0	2,0	2,7	8,6	2,5	3,3	4,2	12,9	4,9

Les erreurs RMS sur les autres degrés de liberté sont plus satisfaisantes, elles sont comprises entre $2,3 \pm 0,9^\circ$ et $7,1 \pm 4,9^\circ$. Les sept sujets hémiplégiques adoptent sept marches bien distinctes et, contrairement à la marche normale, il est ici difficile de retrouver un pattern de marche commun. Ainsi, le tracé des angles simulés pour l'ensemble des sujets n'aurait aucun sens.

Par contre, pour les sujets pris un à un, l'évolution des angles au cours du cycle de marche renforce la cohérence du mouvement simulé. Les trajectoires angulaires montrent en effet que les angles calculés suivent des formes similaires à celles suivies par les angles capturés. Les Fig. 4.3, 4.4 et 4.5 illustrent ceci pour SH1. Ces figures confrontent les angles du pelvis, des hanches et des genoux issus de la simulation (en croix noire) avec ces mêmes degrés de liberté au cours du mouvement de marche capturée (en rond gris). Les courbes mettent en évidence la capacité de la simulation à bien reproduire l'inclinaison du bassin ainsi que les flexions-extensions des hanches et des genoux. Or, dans le premier chapitre, nous avons vu qu'il s'agissait de points clés de la perturbation de la marche hémiplegique (cf. 1.3.3.2). Leur prise en compte par la simulation constitue donc un point fort de la méthode choisie.

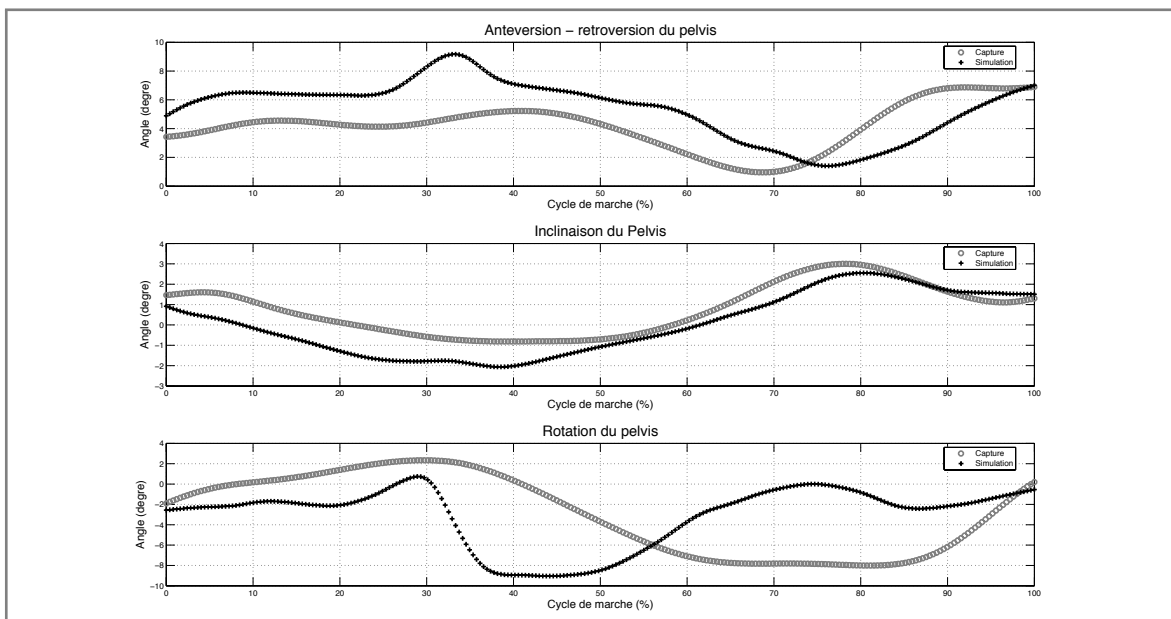


Fig. 4.3 - Comparaison des angles du pelvis calculés (en croix noire) et capturés (en rond gris) pour SH1.

Une autre manière de valider la marche simulée est de comparer les positions cartésiennes obtenues. Pour ce faire, la position de chacune des articulations est calculée à partir de la fonction de cinématique directe modélisant les membres inférieurs ; les angles simulés constituent l'entrée de cette fonction. Toutes les trajectoires cartésiennes obtenues sont alors comparées aux positions réelles issues de la capture du mouvement. Les Tab. 4.3 et Tab. 4.4 présentent les erreurs RMS calculées au niveau des hanches, des genoux et des chevilles.

Les valeurs des erreurs RMS restent très faibles, leurs moyennes sur les sept sujets hémiplegiques sont toutes inférieures à 27 mm. Globalement, si la simulation est très vraisemblablement la principale cause des différences entre le mouvement calculé et le mouvement capturé, il est aussi probable que les imprécisions de mesure liées au placement de marqueurs interviennent. Si les longueurs des segments sont considérées constantes, il existe en réalité des variations dans les données capturées et ceci va jouer un rôle dans les solutions recherchées par la cinématique inverse que ce soit pour la tâche principale ou bien pour les tâches secondaires. L'un des moyens de s'en affranchir serait de ne plus se baser sur un mouvement de poulaines capturé.

Tab. 4.3 - Comparaison des trajectoires cartésiennes des articulations de la chaîne segmentaire à gauche calculées par cinématique inverse et de celles capturées.

Sujet	X_{hg}	Y_{hg}	Z_{hg}	X_{gg}	Y_{gg}	Z_{gg}	X_{cg}	Y_{cg}	Z_{cg}
	(mm)			(mm)			(mm)		
SH1	2,9	21,5	3,4	5,7	22,6	4,2	21,4	18,8	4,6
SH4	28,0	26,2	6,5	8,3	39,6	8,3	29,8	25,8	10,6
SH5	7,6	31,5	5,3	69,3	32,6	11,5	24,4	24,4	6,8
SH6	20,5	36,9	15,7	31,1	39,4	15,2	36,0	46,0	11,2
SH7	4,7	28,5	6,9	9,0	13,3	9,0	7,2	15,2	5,8
SH8	16,3	17,4	9,1	4,4	15,5	7,1	27,6	22,0	6,9
SH9	7,3	20,8	10,4	4,6	17,0	3,9	11,5	22,2	5,7
Moyenne	12,5	26,1	8,2	18,9	25,7	8,5	22,6	24,9	7,4
Écart type	9,3	6,8	4,0	24,1	11,3	4,0	10,2	9,9	2,5

Tab. 4.4 - Comparaison des trajectoires cartésiennes des articulations de la chaîne segmentaire à droite calculées par cinématique inverse et de celles capturées.

Sujet	X_{hd}	Y_{hd}	Z_{hd}	X_{gd}	Y_{gd}	Z_{gd}	X_{cd}	Y_{cd}	Z_{cd}
	(mm)			(mm)			(mm)		
SH1	9,0	6,2	3,9	0,5	0,8	0,6	0,1	0,4	0,2
SH4	28,1	42,3	19,1	4,2	9,6	2,7	2,9	18,3	9,3
SH5	49,0	26,6	12,3	4,3	8,5	8,5	2,9	6,7	1,5
SH6	44,7	26,3	7,4	0,4	1,7	0,5	0,6	0,6	0,6
SH7	38,0	14,6	7,8	2,1	11,9	2,8	1,5	10,6	8,0
SH8	6,1	19,0	5,1	3,4	3,7	4,9	2,7	9,2	1,1
SH9	10,5	14,8	5,6	0,1	0,3	0,1	0,2	0,7	0,4
Moyenne	26,5	21,4	8,8	2,1	5,2	2,9	1,6	6,6	3,0
Écart type	18,0	11,7	5,3	1,8	4,7	3,0	1,3	6,7	3,9

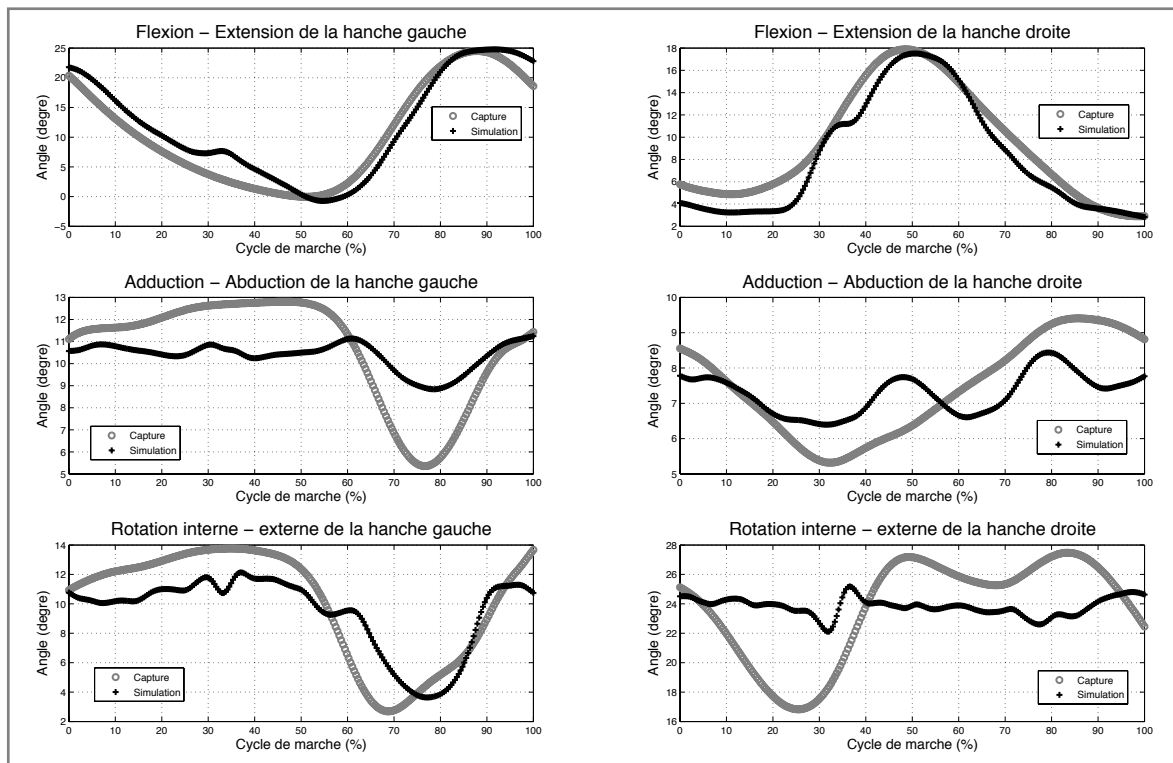


Fig. 4.4 - Comparaison des angles des hanches calculés (en croix noire) et capturés (en rond gris) pour SH1.

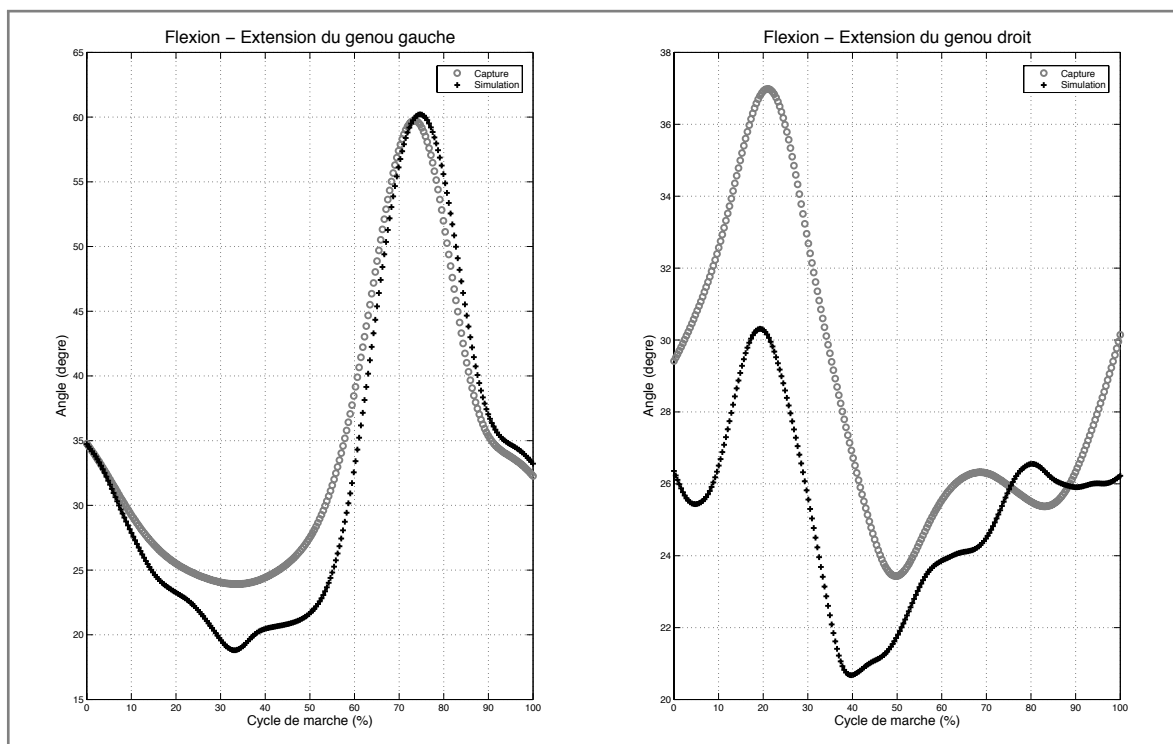


Fig. 4.5 - Comparaison des angles des genoux calculés (en ligne noire) et capturés (en rond gris) pour SH1.

La dernière étape de la validation consiste à compléter l'analyse quantitative par une analyse qualitative à travers la visualisation du mouvement de marche simulé en trois dimensions. Une première visualisation consiste à animer en trois dimensions la chaîne cinématique dans le logiciel Matlab. Le mouvement de marche simulé s'avère alors réaliste : la superposition de la marche calculée et capturée montre que les cinématiques sont très proches (Fig. 4.6 et Fig. 4.7).

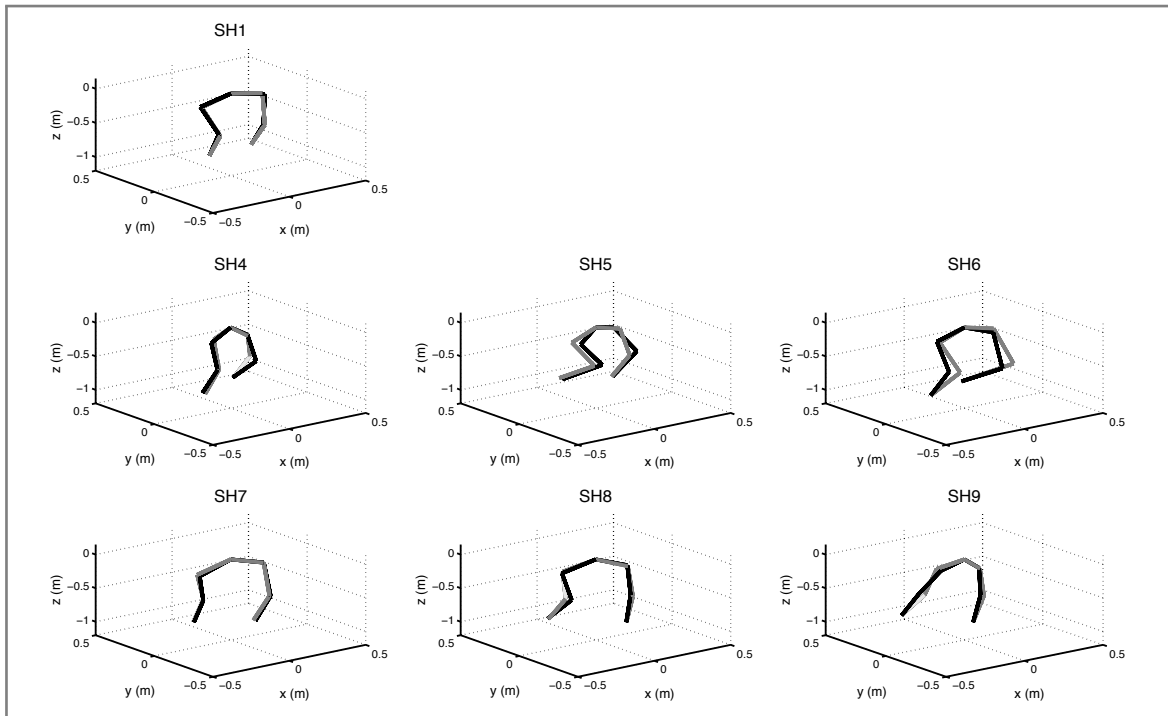


Fig. 4.6 - Visualisation d'une posture de la marche des sept sujets hémiparétiques. En noire, la posture simulée et, en grise, la posture capturée.

De façon plus élaborée, les mouvements de marche peuvent être joués dans une scène 3D en image de synthèse écrite dans le langage VRML 2.0 [Nicolas2007a]. La Fig. 4.7 fournit quelques exemples de postures issues de cette visualisation pour la marche de SH1 dans le plan sagittal.

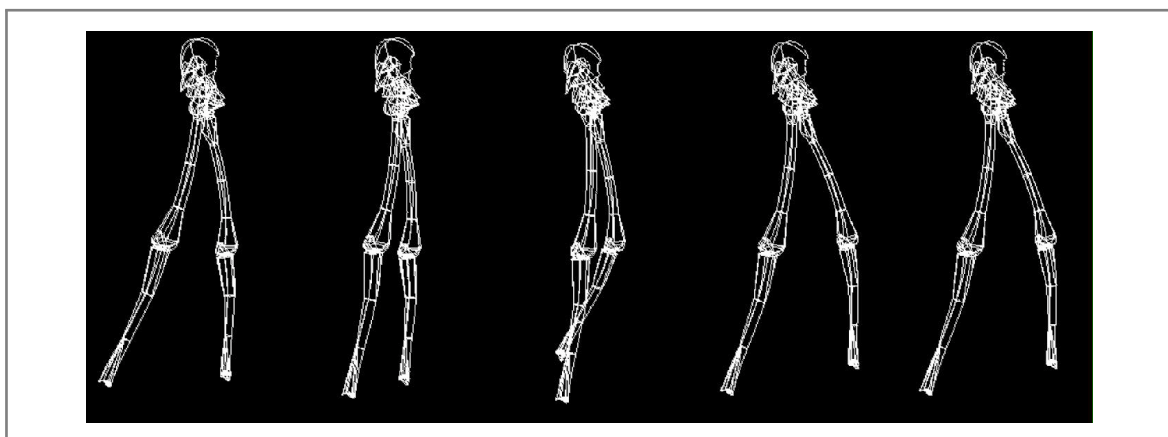


Fig. 4.7 - Visualisation de la marche hémiparétique simulée de SH1 dans le plan sagittal.



Les résultats de la simulation convergent dans le sens d'une validation de la méthode choisie. D'une part, la tâche principale de la cinématique inverse est bien respectée. Les solutions recherchées dans l'espace de dimension cinq tiennent effectivement compte des six contraintes imposées par les trajectoires des poulaines sur le système comportant onze degrés de liberté. Cette tâche principale intègre une grande partie du mouvement et permet de modéliser aisément le mouvement de marche.

D'autre part, tout en respectant les contraintes imposées, des tâches secondaires ont pu être ajoutées. Ces critères supplémentaires permettent de modéliser et de simuler un mouvement de marche valide au sens de la biomécanique. L'un des principaux points forts de la méthode réside dans l'intégration de la pathologie de l'individu. La comparaison des angles et des positions calculés à ceux capturés démontre en effet que la simulation parvient à reproduire les marches hémiplegiques étudiées.

Enfin, d'un point de vue qualitatif, le mouvement de marche obtenu s'avère pertinent. La visualisation de la marche simulée correspond bien à une marche hémiplegique. Elle reproduit notamment les défauts de flexion de la hanche et du genou du côté hémiplegique de la plupart des sujets, mais aussi l'hyperextension du membre inférieur existant chez certains sujets lors de la phase d'appui du côté atteint (SH4 et SH7).

La méthode de simulation étant validée pour reproduire une marche hémiplegique, le réinvestissement de cet outil dans le milieu clinique peut être envisagé.

4.2 Application dans le domaine clinique

Cette section vise à discuter de l'apport potentiel de ce type de technique dans l'analyse de la marche. Dans le milieu clinique, par exemple, la possibilité de pouvoir tester des hypothèses de rééducation pourrait s'avérer une aide précieuse à la décision. La simulation de la marche offre l'avantage de maîtriser les paramètres dont elle dépend. Des relations de cause à effet peuvent alors être établies lorsque ces paramètres sont modifiés de manière isolée.

Dans le but d'illustrer cet impact potentiel de la simulation de la marche, deux hypothèses de rééducation sont appliquées à la simulation de la marche hémiplegique. Le chapitre se conclut enfin sur une discussion sur les avantages et les limites de la méthode présentée.

4.2.1 Test d'une hypothèse de rééducation

La simulation par cinématique inverse reproduit un mouvement réaliste de la marche hémiplegique. Ainsi, à partir de ce constat, l'hypothèse est émise que la méthode peut présenter un intérêt majeur pour isoler un paramètre par rapport à tous les autres. La modification de ce paramètre pourrait refléter l'impact que celui-ci aurait lors de la marche réelle. Afin de tester cette hypothèse, l'un des sujets hémiplegiques, SH1, a été choisi pour tester des hypothèses de rééducation de marche à travers la modification d'un paramètre simple.

Le patient présente un défaut de flexion du genou droit et adapte une stratégie de marche compensatoire en fauchant, caractéristique de la marche hémiplégique. Deux paramètres particuliers ont alors été étudiés à partir de la simulation de la marche de SH1 : l'un spatial, l'autre temporel.

Le premier paramètre correspond à l'ajout d'une talonnette du côté non-hémiplégique. Le but est d'atténuer la marche en fauchant caractéristique de la marche hémiplégique. L'élévation du membre non-hémiplégique pourrait compenser le défaut de flexion du membre inférieur lors de la phase d'oscillation comme cela a été démontré chez des sujets sains équipés de talonnette d'un côté et dont le genou était immobilisé de l'autre [Abdulhadi1996]. La modélisation de la talonnette est effectuée en abaissant la composante verticale de la poulaine du côté non-hémiplégique, c'est-à-dire à gauche pour SH1. Cela équivaut à allonger numériquement la taille du tibia gauche du sujet. Quatre tailles de talonnette ont été testées : 3, 5, 7 et 10 cm.

Le second paramètre isolé consiste à rendre symétriques les deux poulaines dans le temps. Pour cela, les phases d'appui et d'oscillation ont été synchronisées sans aucune modification des paramètres spatiaux.

Afin d'évaluer l'influence de ces paramètres sur la marche hémiplégique, le pseudo-travail mécanique ($\mathbb{W}_{\text{int}}$) [Winter1979] de la chaîne segmentaire à cinq segments a été calculé pour chaque essai et exprimé en $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$. Le pseudo-travail mécanique a été choisi afin de pouvoir comparer les données obtenues à celles des travaux ultérieurs sur la marche réelle. Le Tab. 4.5 détaille les valeurs obtenues pour les différents tests effectués.

Tab. 4.5 - Pseudo-travail mécanique de la marche hémiplégique de SH1 lors de tests d'hypothèse de rééducation. Le pseudo-travail mécanique est noté $\mathbb{W}_{\text{int}}$ et exprimé en $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$.

Hypothèse de rééducation	Taille de talonnette (cm)	$\mathbb{W}_{\text{int}}$ ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$)
Marche référence	–	1,20
Marche talonnette 1	3	1,21
Marche talonnette 2	5	1,18
Marche talonnette 3	7	1,27
Marche talonnette 4	10	1,38
Marche symétrique	–	1,57

Notons tout d'abord que les valeurs du pseudo-travail mécanique obtenues sont en accord avec les valeurs précédemment mesurées sur des marches hémiplégiques réelles [Winter1979].

Ensuite, alors que le pseudo-travail mécanique s'élève à $1,20 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ pour la marche hémiplégique de référence, il diminue légèrement pour la marche talonnette 2 et a une valeur égale à $1,18 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$. Nous pouvons constater que le pseudo-travail mécanique n'évolue pas de manière linéaire avec la taille des talonnettes virtuelles. Il semble enfin que pour cet individu SH1, la taille de talonnette optimale parmi celles qui ont été testées soit de 5 cm. En effet, la marche talonnette 2 est celle qui demande le moins de pseudo-travail mécanique. Cependant, nous pouvons remarquer que la variation du pseudo-travail mécanique est relativement faible quelle que soit la taille de talonnette adoptée.

D'autre part, la marche symétrique induit une augmentation non négligeable du pseudo-travail mécanique puisqu'il atteint une valeur de $1,57 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$. La marche symétrique n'apparaît donc pas ici comme un moyen efficace pour améliorer la marche.

En définitive, à travers ces quelques exemples de tests d'hypothèses de rééducation, nous pouvons mesurer tout le potentiel de ce type d'application dans le domaine clinique. La simulation de la marche peut en effet permettre d'isoler un paramètre et de connaître son impact sur la marche à travers le calcul du pseudo-travail mécanique.

4.2.2 Avantages et limites de la méthode

Ce chapitre propose une approche basée sur la simulation par cinématique inverse pour évaluer l'impact potentiel d'un paramètre sur la marche de sujets hémiplegiques. La définition du modèle décrit dans le chapitre précédent a permis d'inclure non seulement le mouvement de marche mais aussi les spécificités de l'individu et sa pathologie. L'objectif de cette sous-section 4.2.2 est de discuter les avantages et les limites de cette approche et son application dans le domaine clinique.

4.2.2.1 Modèle et simulateur

La technique de simulation choisie est basée sur une méthode de résolution de la cinématique inverse par linéarisation locale. La recherche de la solution est effectuée dans un espace de dimension cinq puisque six contraintes sont imposées au système constitué de onze degrés de liberté. La tâche principale qui consiste à respecter les trajectoires des poulaines est complétée par une tâche secondaire incluant les critères de minimisation de l'énergie cinétique de rotation et le respect des butées articulaires, de la posture de référence et de la vitesse angulaire du genou hémiplegique. Les résultats montrent que ces critères géométriques et énergétiques suffisent à générer des trajectoires proches de celles mesurées chez les sujets hémiplegiques.

La validation de la méthode a été entreprise en animant une chaîne cinématique relativement simple. Les articulations sont modélisées par des liaisons mécaniques de type rotule ou pivot et sont considérées comme parfaites. Les articulations humaines sont en réalité plus complexes. Pour parvenir à les modéliser plus finement d'un point de vue anatomique, il serait nécessaire de disposer de représentations fonctionnelles combinant les rotations et les translations.

En outre, le squelette numérique est composé de cinq segments modélisant le pelvis et le haut du corps, les cuisses et les jambes. Même si le rôle des membres inférieurs est prédominant dans la marche, le haut du corps et les membres supérieurs jouent également un rôle [Winter1995, Lovejoy2005, Kubo2006]. La modélisation du haut du corps en un seul solide rigide constitue une limite du système. L'intégration du mouvement des membres supérieurs nécessiterait l'ajout de nombreux degrés de liberté et la cinématique inverse devrait dans ce cas s'appuyer sur six nouvelles contraintes représentées par les coordonnées cartésiennes des extrémités des membres supérieurs.

Le squelette numérique ne comprend pas non plus les pieds. Les trajectoires en entrée de la simulation, les poulaines, intègrent toutefois une grande partie des informations liées aux mouvements des pieds : les phases d'appui et d'oscillation d'une part, mais aussi les flexions-extentions de la cheville grâce aux déplacements verticaux du nœud représentant cette articulation. Les rotations de la cheville sont supposées conformes à celles capturées ce qui implique que la simulation de la marche hémiparalysée dépend de ces trajectoires acquises. Même si certains paramètres sont modifiés pour tester des hypothèses de rééducation, les trajectoires des chevilles seront identiques. Pourtant dans la réalité, une modification du mouvement du reste du corps peut affecter les mouvements de la cheville et les différentes phases d'appui et d'oscillation du cycle de marche. Le rôle joué par les pieds et les chevilles est crucial, particulièrement dans la marche pathologique. Par exemple, dans le modèle présenté, l'atteinte du triceps sural affectant certains sujets hémiparalysés ne peut être prise en compte que partiellement. Il s'agit de la principale limite du squelette numérique utilisé. Pour l'outrepasser à l'avenir, les chevilles et les pieds devront être ajoutés. Ceci demande d'être capable de gérer les phases de contact des pieds. Comme ces contacts ne se font pas par un unique point du pied, les orteils comme les talons devront probablement être contraints. Cependant, étant donné l'objectif de cette simulation, l'intégration stricte de ces nouvelles trajectoires serait trop restrictive pour la recherche des solutions angulaires ; douze contraintes seraient imposées pour dix-sept degrés de liberté au niveau des membres inférieurs. La solution devra à la fois intégrer les pieds au squelette numérique et offrir un espace de solution suffisamment grand pour tester l'influence des paramètres de la marche.

Pour valider la méthode de simulation, le squelette numérique a été déduit des mesures effectuées lors de la capture de mouvement. Les marqueurs placés sur la peau sont toutefois sujets à des erreurs d'imprécision liées au système de mesure (erreur inférieure à 1 mm), au placement ou encore au glissement des marqueurs sur la peau. Les calculs effectués pour évaluer les centres de rotation et la structure du squelette sont donc affectés par ces imprécisions auxquelles il faut ajouter les hypothèses de calcul et de solides rigides. Au final, comme cela a été mentionné plus haut, les trajectoires des poulaines peuvent être perturbées et engendrer des erreurs dans la simulation.

Les résultats obtenus grâce à ce système simplifié sont malgré tout prometteurs. Les mouvements simulés s'avèrent très proches de ceux capturés. Les erreurs RMS des positions sont inférieures à 27 mm et la majorité (56 %) est inférieure à 10 mm. Les angles articulaires sont par conséquent proches et en particulier pour les flexions - extensions des hanches et des genoux dont l'erreur RMS n'atteint pas les 8°. L'erreur maximale atteinte est de 15° pour la rotation interne - externe de la hanche droite. Sachant que l'erreur maximale liée au système de mesure atteint 5° [Richards1999], les angles issus de la simulation sont prometteurs. Ces différences tendent à démontrer que les tâches secondaires choisies parviennent à modéliser à la fois la marche et la pathologie. La minimisation de l'énergie cinétique de rotation, la posture de référence et surtout les butées articulaires et le respect de la vitesse angulaire du genou hémiparalysé permettent de produire un mouvement réaliste au sens de la biomécanique et de la pathologie affectant l'individu. En outre, tout ceci est appliqué alors que dans le même temps, la tâche principale est respectée. Les erreurs RMS entre les poulaines capturées et celles calculées sont en effet très faibles, la valeur maximale atteint 0,1 mm. Sans l'ajout des critères liés à la tâche secondaire, dans le meilleur des cas, le mouvement généré ressemble à un mouvement de marche mais n'est plus du tout comparable au mouvement réel. Ni les butées articulaires, ni les spécificités de la marche hémiparalysée ne sont respectées.

Si la marche hémiplegique simulée semble globalement correspondre à la marche réellement capturée, la méthode utilisée n'empêche pas les différences locales. À certains instants du cycle, les différences peuvent apparaître importantes. Par exemple, une rotation importante du pelvis a été constatée lors de l'attaque du pied de manière quasi systématique. Les extensions de la hanche sont aussi parfois bien supérieures à celles observées en réalité ce qui aurait tendance à réduire la flexion des genoux à ces moments là. Concernant la tâche secondaire, les butées articulaires, la limitation de la vitesse angulaire du genou et la minimisation de l'énergie cinétique de rotation peuvent être mises en cause. D'un côté, la construction des fonctions de coût g_{2bis} et g_4 a tendance à privilégier les angles éloignés des limites choisies. Ainsi, les butées articulaires sont difficilement atteintes lors des postures extrêmes. Par exemple, un défaut de flexion a tendance à apparaître lors de l'attaque du pied. Pour compenser ce phénomène, une fonction de coût nulle entre les butées articulaires et tendant vers l'infini au-delà serait idéale et devra être testée. D'un autre côté, la fonction de coût de minimisation de l'énergie cinétique de rotation est locale alors qu'elle est plutôt globale dans la réalité [McNeill Alexander2002]. Cette minimisation locale ne permet pas d'anticiper les positions extrêmes et, là encore, lors de l'attaque du pied une rotation importante du pelvis apparaît pour atteindre la position de la cheville imposée par la poulaine. Pour pallier à cet inconvénient, il serait préférable d'envisager une minimisation globale, sur l'ensemble du cycle de marche.

Enfin la tâche secondaire minimise l'ensemble des critères à travers les quatre fonctions g_1 , g_{2bis} , g_{3bis} et g_4 . Il existe donc un compromis entre ces différentes tâches et elles ne sont pas forcément toutes respectées strictement. Certaines solutions comprennent des angles articulaires au-delà des limites fixées. Même si ces dépassements restent faibles, ceci illustre bien le problème engendré par l'accumulation de critères à respecter par la tâche secondaire. Même si des solutions existent comme la gestion de tâches prioritaires [Baerlocher2004], elles sont difficilement applicables ici puisque la plupart des fonctions ne correspondent pas à des critères d'égalité. Le développement d'une méthode d'optimisation globale pourrait être une solution à explorer.

Ce type d'approche globale pourrait aussi permettre d'ajouter un critère lié à la coordination de la marche. Cette hypothèse suppose en fait deux avancées dans la modélisation : une liée au squelette numérique en ajoutant le pied à la chaîne, et l'autre liée à la méthode de résolution qui devra intégrer les paramètres globaux. À l'heure actuelle, le fait que la simulation n'intègre pas le mouvement du pied constitue une limite importante. Ceci est d'autant plus vrai qu'en complétant le squelette numérique par le pied, nous pourrions ajouter dans la simulation un critère lié aux plans de covariance (cf. sous-paragraphe 1.2.1.2.2). En effet, tel que l'ont décrit Borghese et coauteurs [Borghese1996] pour la marche normale, la connaissance des angles d'élévation de la cuisse, de la jambe et du pied, donne accès aux plans de covariance. De la même manière, les plans de covariance ont été calculés sur les données capturées des sept sujets hémiplegiques. Les résultats présentés dans le Tab. 4.6 montrent qu'un plan de covariance existe bien du côté du membre non-hémiplegique. Les valeurs propres du vecteur définissant ce plan sont similaires à celles obtenues par Borghese et ses collaborateurs pour la marche normale. En moyenne, le plan de covariance du côté non-hémiplegique est défini par des valeurs U_1 , U_2 et U_3 expliquant respectivement $71,9 \pm 7,7$ %, $26,8 \pm 7,7$ % et $1,4 \pm 1,2$ % de la variance globale. Du côté hémiplegique, le plan de covariance se retrouve également mais les valeurs de U_1 , U_2 et U_3 tendent à définir une droite (en moyenne U_1 : $89,5 \pm 4,1$ %, U_2 : $8,6 \pm 4,1$ % et U_3 : $1,8 \pm 1,3$ %). U_1 augmente significativement ($p < 0,001$) du côté hémiplegique comparé au côté non-hémiplegique. Au contraire, U_2 diminue de manière significative ($p < 0,001$) du côté hémiplegique comparé au côté non-hémiplegique. Enfin, les valeurs de U_3 du côté hémiplegique et du côté non-hémiplegique ne montrent aucune différence significative ($p = 0,51$).

Finalement, ces résultats semblent démontrer une coordination particulière du membre hémiparalysé comparée à celle du membre non-hémiparalysé alors que dans le même temps, le plan de covariance du côté non-hémiparalysé est comparable à celui retrouvé pour la marche normale. Afin d'en tenir compte dans la simulation de la marche hémiparalysée, ce paramètre de covariance plane pourrait être ajouté. Il s'agit d'un paramètre à minimiser par une approche globale sur au moins un cycle de marche. Nous pouvons supposer que la définition préalable des plans du côté hémiparalysé et du côté non-hémiparalysé permettra de favoriser la simulation d'un mouvement respectant la coordination spécifique de la marche hémiparalysée. Cependant, l'intégration de ce paramètre global serait délicate dans la résolution de la cinématique inverse telle qu'elle a été envisagée dans ce travail. Effectivement, les fonctions de coût de la tâche secondaire sont optimisées de manière locale.

Tab. 4.6 - Valeurs propres U1, U2 et U3 et valeurs propres relatives des vecteurs définissant les plans de covariance des angles d'élévation à la cuisse, à la jambe et au pied lors de la marche de la population hémiparalysée. Avec Moy. la moyenne et ET l'écart type sur l'ensemble de la population.

Sujet	Membre inférieur hémiparalysé						Membre inférieur non hémiparalysé					
	U1		U2		U3		U1		U2		U3	
	10^{-1}	(%)	10^{-1}	(%)	10^{-1}	(%)	10^{-1}	(%)	10^{-1}	(%)	10^{-1}	(%)
SH1	0,86	94,2	0,05	5,1	0,01	0,7	1,42	84,2	0,25	14,6	0,02	1,2
SH4	0,83	85,4	0,14	14,0	0,01	0,6	1,20	62,1	0,72	37,4	0,01	0,5
SH5	1,92	91,5	0,14	6,5	0,04	2,0	2,80	79,3	0,72	20,3	0,01	0,4
SH6	0,61	92,8	0,04	6,4	0,01	0,8	0,84	65,6	0,43	33,6	0,01	0,9
SH7	0,23	84,7	0,04	13,9	0,00	1,5	0,49	73,4	0,17	25,6	0,01	1,1
SH8	0,18	92,4	0,01	4,3	0,01	3,3	0,23	69,9	0,09	26,3	0,01	3,9
SH9	0,64	85,8	0,08	10,3	0,03	4,0	1,26	68,7	0,54	29,5	0,03	1,8
Moy.	0,75	89,5	0,07	8,6	0,01	1,8	1,18	71,9	0,42	26,8	0,02	1,4
ET	0,58	4,1	0,05	4,1	0,02	1,3	0,83	7,7	0,26	7,7	0,01	1,2

4.2.2.2 Pertinence des applications cliniques testées

La méthode de simulation étant satisfaisante, nous l'avons appliquée à la marche d'un sujet hémiparétique (SH1) pour tester des hypothèses de rééducation. L'impact d'une talonnette et d'une marche symétrique a été étudié à travers le pseudo-travail mécanique induit par la marche simulée correspondante.

Tout d'abord, tout comme chez les sujets sains dont le genou était immobilisé [Abdulhadi1996], l'emploi d'une talonnette semble diminuer le coût énergétique nécessaire à la marche. Ceci se traduit dans notre analyse par la diminution du pseudo-travail mécanique. L'intérêt de ce type d'approche est multiple. L'impact de plusieurs talonnettes a pu facilement être testé sans faire intervenir le sujet. Dans la réalité, ce type d'analyse serait dépendant de l'adaptation de l'individu à chacune des talonnettes. D'un côté la faisabilité n'est pas toujours vraie et de l'autre, le temps nécessaire est forcément beaucoup plus long. En outre, dans le cas de la simulation, l'effet talonnette est réellement isolé puisqu'il s'agit du seul paramètre modifié. Les multiples paramètres interdépendants régissant la marche réelle rendent la modification d'un unique paramètre difficile voire impossible ; l'étude de l'influence de ce paramètre sur la marche est donc compromise.

D'autre part, nous avons pu constater que la marche symétrique aboutit à un pseudo-travail mécanique supérieur à la marche hémiparétique initiale. Toutefois, si ce test numérique peut être réalisé par le biais de la simulation, il serait difficile à appliquer dans la réalité. En effet, la marche est régie par des paramètres spatio-temporels interdépendants. Or, seul le paramètre temporel a ici été pris en compte. Dans la réalité, une modification de ce paramètre agirait forcément sur les positions adoptées. Dans la simulation, le profil de la vitesse du pied a été modifié de manière tout à fait artificielle. Ceci soulève la question des hypothèses de rééducation à tester. La méthode de simulation de la marche hémiparétique ne fournit qu'un outil, il doit être complété par les connaissances cliniques et les moyens de rééducation plus proches de la réalité. En couplant les données du thérapeute et de la simulation, des tests d'hypothèse de rééducation peuvent être entrepris. Au final, grâce à cette méthode de simulation, il est possible de juger mathématiquement l'influence d'un paramètre isolé de la marche à travers le pseudo-travail mécanique.

Conclusion & perspectives

L'objectif de ce travail était d'apporter des connaissances supplémentaires dans l'analyse et la modélisation de la marche pour les réinvestir dans un outil de simulation. Ceci aboutit à la fois à l'émergence de nouveaux outils d'analyse, à une modélisation de la marche et de sa pathologie pour finalement proposer une méthode d'évaluation d'hypothèses de rééducation via une simulation de la marche hémiparétique.

Dans une première étape, le développement de nouveaux outils génériques d'analyse nous a aidé à mieux comprendre le mouvement étudié et ceci uniquement à partir des données cinématiques issues des captures de mouvement. À l'avenir, ces outils devraient fournir un moyen supplémentaire pour étudier la marche qu'elle soit normale ou pathologique. De plus, leur caractère générique permet une analyse plus globale du mouvement. En ce sens, ces travaux de développement ne s'appliquent pas uniquement à la marche. Pour preuve, les outils développés, en particulier la librairie de fonctions Matlab, sont déjà réinvestis dans l'analyse de divers mouvements comme le tir en handball ou le soulever de charge.

Cette librairie ne prétend pas être exhaustive. En fonction des besoins des utilisateurs, cette structure ouverte est amenée à évoluer afin d'inclure de nouveaux traitements de données biomécaniques. Des méthodes telles que le traitement d'un signal EMG couplé à la mesure cinématique devront par exemple être intégrées.

Dans la deuxième étape, les outils d'analyse développés ont été la base de nos modélisations de la marche pathologique. Afin de réduire notre champ d'étude, les travaux ont été orientés vers une pathologie particulière qu'est l'hémiparésie. Une fois la chaîne cinématique définie, le mouvement a été modélisé grâce à une approche de cinématique inverse résolue par linéarisation locale. La solution choisie permet de prendre en compte les caractéristiques du sujet et le degré d'atteinte de la marche. La modélisation de la spasticité nous permet, par exemple, de caractériser une part de la pathologie. Les modèles – squelette plus mouvement – sont donc adaptés au sujet étudié.

Cependant, une limite de notre modèle est de ne pas intégrer le pied dans la chaîne cinématique. Une première perspective de développement du modèle est de pallier ce manque. Cela conduirait à utiliser un squelette numérique à dix-sept degrés de liberté avec les trois degrés de liberté supplémentaires au niveau de chaque cheville.

De plus, l'une des principales limites de la méthode de modélisation choisie est l'utilisation de la poulaine en entrée de la cinématique inverse. Une des perspectives de ces travaux est de pouvoir se libérer de cette contrainte. Il faudrait pour cela ne plus résoudre la cinématique inverse en une itération à chaque instant de la simulation mais, au contraire, la résoudre par itérations successives entre deux instants distants. Dans cette optique, nous pourrions envisager de n'utiliser que les poses de pied au sol. En effet, en considérant les pieds comme étant les effecteurs de la chaîne, la marche peut être vue comme une tâche de positionnements successifs de ces effecteurs dans des empreintes au sol. Ces positions successives seraient facilement calculables à partir des paramètres de longueur et de fréquence de pas. Ainsi ces deux paramètres pourraient être intégrés en entrée du modèle. Lors de la phase d'oscillation, la contrainte imposée aux effecteurs à chaque instant ne serait plus stricte comme c'est actuellement le cas. La tâche principale serait alors définie comme une empreinte à atteindre à l'issue de cette phase d'oscillation. Le trajet du pied entre deux poses successives serait laissé beaucoup plus libre. Cela permettrait notamment d'envisager une modification de la poulaine lors du test d'une hypothèse de rééducation.

Enfin, les fonctions de coût de la tâche secondaire ne sont optimisées que localement entre deux instants successifs de la simulation. Or, certains paramètres du mouvement ne sont optimaux que sur une durée suffisamment longue. Le coût énergétique de même que la covariance plane des angles des segments du membre inférieur correspondent à ce cas. Ces contraintes pourraient être intégrées de manière globale en adoptant une résolution de la cinématique inverse de manière discrète entre les poses de pieds successives.

La dernière étape a finalement consisté à simuler la marche hémiplegique de sept sujets à partir des connaissances *a priori* de la marche et de l'hémiplegie. Les résultats démontrent que le mouvement de marche peut être reproduit grâce à la méthode de simulation choisie. En outre, l'ensemble des informations fournies en entrée restent simples à acquérir. Cet outil de simulation de la marche hémiplegique constitue déjà une évolution dans l'étude du mouvement. Cette technique pourrait contribuer à approfondir les connaissances de la marche hémiplegique. Nous pensons en effet que la simulation est un moyen efficace pour rechercher les causes de la marche pathologique de manière générale. Le but est d'isoler les paramètres discriminants mis en jeu lors de la perturbation de la marche. L'impact sur la marche d'un paramètre isolé peut être évalué grâce au travail mécanique. Cette donnée objective semble robuste et présente l'avantage de ne pas être soumise aux variables physiologiques ou psychologiques.

Dans le cadre de la simulation de la marche hémiplegique présentée, plusieurs points doivent être améliorés pour la rendre adaptable au milieu clinique. La définition des contraintes de la tâche secondaire devra être effectuée à partir de paramètres facilement mesurables. Nous pouvons supposer qu'un examen arthrométrique pourrait à l'avenir fournir les informations nécessaires aux calculs des butées articulaires. De même, l'utilisation du pendulum test pourrait permettre de mesurer la vitesse de rotation maximale du genou en cas de spasticité.

Enfin, les simulations du port d'une talonnette ou de la synchronisation de la marche ne sont ici présentées qu'à titre d'exemple, elles n'ont pas de réelle signification clinique. Cela provient en effet d'une estimation grossière de l'impact recherché de ces méthodes de réadaptation ou de rééducation sur la cinématique de la marche.

Pour tester de manière réaliste des hypothèses de rééducation, il faudrait pouvoir traduire de manière plus fine la rééducation choisie en son impact cinématique afin de l'intégrer à la simulation. Ceci ne peut être envisagé qu'en étroite collaboration avec des thérapeutes.

Pour conclure, ce travail s'inscrit dans l'idée générale d'aider les thérapeutes dans leur analyse et leur choix de rééducation. L'ensemble des outils présentés n'a donc pas pour objectif de répondre à la question : « comment améliorer, rééduquer la marche d'un sujet souffrant d'une pathologie affectant cette locomotion ? » mais de venir en aide aux thérapeutes pour réaliser leurs choix. En tant que spécialistes du mouvement, nous apportons à travers ce doctorat des outils de connaissance et d'analyse supplémentaires de la marche, notamment de la marche de sujets atteints d'hémiplégie. Du reste, ces travaux sont transposables au mouvement en général que ce soit dans le cadre de la rééducation ou de la performance sportive. L'application des outils présentés peut permettre une analyse approfondie du mouvement, elle-même, à l'origine de la modélisation d'un geste ou de ses caractéristiques.

Bibliographie

- [Abdulhadi1996] Abdulhadi, H. M., Kerrigan, D. C. et LaRaia, P. J. *Contralateral shoe-lift : Effect on oxygen cost of walking with an immobilized knee*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 77, no. 7, pages 670–672, 1996.
- [Aleshinsky1978] Aleshinsky, S. Y. et Zatsiorsky, V. M. *Human locomotion in space analysed biomechanically through a multi-model chain*. Journal of Biomechanics, vol. 11, pages 101–108, 1978.
- [Aleshinsky1986] Aleshinsky, S. Y. *An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem I–IV*. Journal of Biomechanics, vol. 19, no. 4, pages 287–315, 1986.
- [Alexander2004] Alexander, R. M. *Bipedal animals, and their differences from humans*. Journal of Anatomy, vol. 204, no. 5, pages 321–330, 2004.
- [Alton1998] Alton, F., Baldey, L., Caplan, S. et Morrissey, M. C. *A kinematic comparison of overground and treadmill walking*. Clinical Biomechanics, vol. 13, no. 6, pages 434–440, 1998.
- [Amar1916] Amar, J. *Trottoir dynamographique*. Comptes rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des Sciences, vol. 163, pages 130–133, 1916.
- [Aminian2002] Aminian, K., Najafi, B., Bula, C., Leyvraz, P.-F. et Robert, P. *Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes*. Journal of Biomechanics, vol. 35, no. 5, pages 689–699, 2002.
- [Anderson2001] Anderson, F. C. et Pandy, M. G. *Dynamic optimization of human walking*. Journal of Biomechanics Engineering, vol. 123, no. 5, pages 381–390, 2001.
- [Andriacchi1977] Andriacchi, T. P., Ogle, J. A. et Galante, J. O. *Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements*. Journal of Biomechanics, vol. 10, no. 4, pages 261–268, 1977.
- [Apkarian1989] Apkarian, J., Naumann, S. et Cairns, B. *A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb*. Journal of Biomechanics, vol. 22, no. 2, pages 143–155, 1989.
- [Arndt2007] Arndt, A., Wolf, P., Liu, A., Nester, C., Stacoff, A., Jones, R., Lundgren, P. et Lundberg, A. *Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running*. Journal of Biomechanics, vol. 40, no. 12, pages 2672–2678, 2007.

- [Arnold2007] Arnold, A. S., Thelen, D. G., Schwartz, M. H., Anderson, F. C. et Delp, S. L. *Muscular coordination of knee motion during the terminal-swing phase of normal gait*. Journal of Biomechanics, vol. 40, no. 15, pages 3314–3324, 2007.
- [Ashworth1964] Ashworth, B. *Preliminary trial of carisoprodal in multiple sclerosis*. Practitioner, vol. 192, pages 540–542, 1964.
- [Auvinet2002] Auvinet, B., Gloria, E., Renault, G. et Barrey, E. *Runner's stride analysis : comparison of kinematic and kinetic analyses under field conditions*. Science & Sports, vol. 17, no. 2, pages 92–94, 2002.
- [Badler1987] Badler, N. I., Manooch, K. H. et Walters, G. *Articulated figure positioning by multiple constraints*. IEEE Computer Graphics and Applications, vol. 7, no. 6, pages 28–38, Juin 1987.
- [Baerlocher1998] Baerlocher, P. et Boulic, R. *Task-Priority Formulations for the Kinematic Control of Highly Redundant Structures*. In IEEE IROS'98, pages 323–329, november 1998.
- [Baerlocher2004] Baerlocher, P. et Boulic, R. *An inverse kinematic architecture enforcing on arbitrary number of strict priority levels*. The Visual Computer, vol. 20, no. 6, pages 402–417, august 2004.
- [Baker2003] Baker, R. *ISB recommendation on definition of joint coordinate systems for the reporting of human joint motion-part I : ankle, hip and spine*. Journal of Biomechanics, vol. 36, no. 2, pages 300–302, 2003.
- [Baker2007] Baker, R. *The history of gait analysis before the advent of modern computers*. Gait & Posture, vol. 26, no. 3, pages 331–342, 2007.
- [Balasubramanian2007] Balasubramanian, C. K., Bowden, M. G., Neptune, R. R. et Kautz, S. A. *Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 88, no. 1, pages 43–49, 2007.
- [Ballaz2007] Ballaz, L. *Développement d'un appareil d'auto-rééducation par mobilisation assistée et validation de son intérêt thérapeutique chez des personnes immobilisées en fauteuil*. Thèse, Université Rennes 2, 2007.
- [Bard1959] Bard, G. et Ralston, H. J. *Measurement of energy expenditure during ambulation, with special reference to evaluation of assistive devices*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 40, pages 415–420, 1959.
- [Bard1963] Bard, G. *Energy expenditure of hemiplegic subjects during walking*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 44, pages 368–370, 1963.
- [Bariéty1990] Bariéty, M., Bonniot, R., Bariéty, J. et Moline, J. *Sémiologie médicale*. Masson, Paris, France, 7e édition, 1990.
- [Bayat2005] Bayat, R., Barbeau, H. et Lamontagne, A. *Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke*. Neurorehabilitation and Neural Repair, vol. 19, no. 2, pages 115–124, 2005.
- [Beauchet2008] Beauchet, O., Herrmann, F. R., Grandjean, R., Dubost, V. et Allali, G. *Concurrent validity of SMTEC(R) footswitches system for the*

- measurement of temporal gait parameters.* Gait & Posture, vol. 27, no. 1, pages 156–159, 2008.
- [Beaupied2003] Beaupied, H., Multon, F. et Delamarche, P. *Does training have consequences for the walk-run transition speed ?* Human Movement Science, vol. 22, no. 1, pages 1–12, 2003.
- [Begon2007] Begon, M., Monnet, T. et Lacouture, P. *Effects of movement for estimating the hip joint centre.* Gait & Posture, vol. 25, no. 3, pages 353–359, 2007.
- [Bell1990] Bell, A. L., Pedersen, D. R. et Brand, R. A. *A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods.* Journal of Biomechanics, vol. 23, no. 6, pages 617–621, 1990.
- [Belli1993] Belli, A., Avela, J. et Komi, P. V. *Mechanical energy assessment with different methods during running.* International Journal of Sports Medicine, vol. 14, no. 5, pages 252–256, 1993.
- [Ben Smaïl2003] Ben Smaïl, D., Kiefer, C. et Bussel, B. *Évaluation clinique de la spasticité.* Neurochirurgie, vol. 49, pages 190–198, 2003.
- [BenAbdelkader2002] BenAbdelkader, C., Culter, R. et Davis, L. *Stride and cadence as a biometric in automatic person identification and verification.* In Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition, 2002.
- [Bensoussan2006] Bensoussan, L., Mesure, S., Viton, J.-M. et Delarque, A. *Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns.* Journal of Rehabilitation Medicine, vol. 38, no. 5, pages 287–294, 2006.
- [Bérard2005] Bérard, C. et Vuillerot, C. *La marche de l'infirmes moteur cérébral enfant et adulte, chapitre Quels examens pour le suivi de l'enfant infirmes moteur cérébral marchant ?, pages 13–22.* Springer-Verlag France, Paris, France, 2005.
- [Bernard2008] Bernard, F. *Utilisation de l'hypnose en salle de surveillance post interventionnelle, à propos d'un cas.* Douleur et analgésie, vol. 21, no. 1, pages 37–38, 2008.
- [Bianchi1998] Bianchi, L., Angelini, D., Orani, G. P. et Lacquaniti, F. *Kinematic coordination in human gait : relation to mechanical energy cost.* Journal of Neurophysiology, vol. 79, no. 4, pages 2155–2170, 1998.
- [Biering-Sorensen2006] Biering-Sorensen, F., Nielsen, J. B. et Klinge, K. *Spasticity-assessment : a review.* Spinal Cord, vol. 44, no. 12, pages 708–722, 2006.
- [Bilney2003] Bilney, B., Morris, M. et Webster, K. *Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait.* Gait & Posture, vol. 17, no. 1, pages 68–74, 2003.
- [Blanc1999] Blanc, Y., Balmer, C., Landis, T. et Vingerhoets, F. *Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking : normative data for healthy adults.* Gait & Posture, vol. 10, no. 2, pages 97–108, 1999.
- [Bodson1999] Bodson, A. *Entre ombre et lumière, Dossier Hémiplégie.* Faire face, vol. 562, no. 1-7, 1999.

- [Bohannon1987] Bohannon, R. W. et Smith, M. B. *Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity*. Physical Therapy, vol. 67, no. 2, pages 206–207, 1987.
- [Bohannon1997] Bohannon, R. W. *Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years : reference values and determinants*. Age Ageing, vol. 26, no. 1, pages 15–19, 1997.
- [Borghese1996] Borghese, N. A., Bianchi, L. et Lacquaniti, F. *Kinematic determinants of human locomotion*. Journal of Physiology, vol. 494 (Pt 3), pages 863–879, 1996.
- [Boulic1990] Boulic, R., Magnenat-Thalmann, N. et Thalmann, D. *A global human walking model with real-time kinematic personification*. The visual Computer, vol. 6, pages 344–358, 1990.
- [Boulic1992] Boulic, R. et Thalmann, D. *Combined Direct and Inverse Kinematic Control for Articulated Figures Motion Editing*. Computer Graphics Forum, vol. 11, no. 4, pages 189–202, 1992.
- [Boulic1994] Boulic, R., Mas, R. et Thalmann, D. *Inverse Kinetics for Center of Mass Position Control and Posture Optimization*. Race Workshop on “Combined real and synthetic image processing for broadcast and video production (Monalisa Project)”, September 1994.
- [Boulic1996] Boulic, R., Mas, R. et Thalmann, D. *A robust approach for the control of the center of mass with inverse kinetics*. Computers and Graphics, vol. 20, no. 5, pages 693–701, Septembre 1996.
- [Boulic2001] Boulic, R. et Baerlocher, P. *Cinématique Inverse pour Personnage en 3D, Solutions analytiques et variationnelles*. Journal de CFAO, 2001.
- [Brandstater1983] Brandstater, M. E., de Bruin, H., Gowland, C. et Clark, B. M. *Hemiplegic gait : analysis of temporal variables*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 64, no. 12, pages 583–587, 1983.
- [Breasted1930] Breasted, J. *The edwin smith surgical papyrus*. University of Chicago Press, Chicago, 1930.
- [Bresler1950] Bresler, B. et Frankel, J. *The forces and moments in the leg during level walking*. Trans ASME, vol. 72, pages 27–36, 1950.
- [Bridge1999] Bridge, P. D. et Sawilowsky, S. S. *Increasing Physicians' Awareness of the Impact of Statistics on Research Outcomes : Comparative Power of the t-test and Wilcoxon Rank-Sum Test in Small Samples Applied Research*. Journal of Clinical Epidemiology, vol. 52, no. 3, pages 229–235, 1999.
- [Brodland1987] Brodland, G. W. et Thornton-Trump, A. B. *Gait reaction reconstruction and a heel strike algorithm*. Journal of Biomechanics, vol. 20, no. 8, pages 767–772, 1987.
- [Browning2005] Browning, R. C. et Kram, R. *Energetic cost and preferred speed of walking in obese vs. normal weight women*. Obesity Research, vol. 13, no. 5, pages 891–899, 2005.
- [Brun2000] Brun, V., Mousbeh, Z., Jouet-Pastre, B., Benaim, C., Kunnert, J. E., Dhoms, G., d'Angeli Chevassut, M., Torres, B. et Pelissier, J. *Evaluation clinique de la marche de l'hémiplégique vasculaire : proposition d'une modification de la Functional Ambulation Classification*.

Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, vol. 43, no. 1, pages 14–20, 2000.

- [Burdett1983] Burdett, R. G., Skrinar, G. S. et Simon, S. R. *Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait*. Journal of Orthopaedic Research, vol. 1, no. 1, pages 63–72, 1983.
- [Burke1970] Burke, D., Gillies, J. D. et Lance, J. W. *The quadriceps stretch reflex in human spasticity*. J Neurol Neurosurg Psychiatry, vol. 33, no. 2, pages 216–223, 1970.
- [Cappozzo1984] Cappozzo, A. *Gait analysis methodology*. Human Movement Science, vol. 3, no. 1-2, pages 27–50, 1984.
- [Cappozzo1991] Cappozzo, A. *Three-dimensional analysis of human walking : Experimental methods and associated artifacts*. Human Movement Science, vol. 10, no. 5, pages 589–602, 1991.
- [Cappozzo2005] Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A. et Chiari, L. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1 : theoretical background*. Gait & Posture, vol. 21, no. 2, pages 186–196, 2005.
- [Cavagna1966] Cavagna, G. A. et Margaria, R. *Mechanics of walking*. Journal of Applied Physiology, vol. 21, no. 1, pages 271–278, 1966.
- [Cavagna1976] Cavagna, G. A., Thys, H. et Zamboni, A. *The sources of external work in level walking and running*. Journal of Physiology, vol. 262, no. 3, pages 639–657, 1976.
- [Cavagna1977a] Cavagna, G. A. et Kaneko, M. *Mechanical work and efficiency in level walking and running*. Journal of Physiology, vol. 268, no. 2, pages 467–467, 1977.
- [Cavagna1977b] Cavagna, G., Heglund, N. et Taylor, C. *Mechanical work in terrestrial locomotion : two basic mechanisms for minimizing energy expenditure*. American Journal of Physiology, vol. 233, no. 5, pages R243–261, 1977.
- [Channon1992] Channon, P., Hopkins, S. et D.T., P. *Derivation of optimal walking motions for a bipedal walking robot*. Robotica, vol. 10, no. 2, pages 162–172, 1992.
- [Chao1980] Chao, E. Y. S. *Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation*. Journal of Biomechanics, vol. 13, no. 12, pages 989–993, 1980.
- [Chatterley2007] Chatterley, F., Chockalingam, N. et Greenhalgh, A. *Comparison of pelvic complex kinematics during normal locomotion in treadmill vs. overground walking*. Journal of Biomechanics, vol. 40, no. Supplement 2, pages S510–1511, 2007.
- [Chen2005] Chen, G., Patten, C., Kothari, D. H. et Zajac, F. E. *Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds*. Gait & Posture, vol. 22, no. 1, pages 51–56, 2005.
- [Chen2008] Chen, G. et Patten, C. *Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects*. Journal of Biomechanics, vol. 41, no. 4, pages 877–883, 2008.

- [Cheron2001] Cheron, G., Bengoetxea, A., Bouillot, E., Lacquaniti, F. et Dan, B. *Early emergence of temporal co-ordination of lower limb segments elevation angles in human locomotion*. Neuroscience Letters, vol. 308, no. 2, pages 123–127, 2001.
- [Cheze1994] Cheze, L. et Dimnet, J. *Dynamic tridimensional model of the human walking*. Journal of Biomechanics, vol. 27, no. 6, pages 757–1699, 1994.
- [Chèze1995] Chèze, L., Fregly, B. J. et Dimnet, J. *A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data*. Journal of Biomechanics, vol. 28, no. 7, pages 879–884, 1995.
- [Chèze1998] Chèze, L., Fregly, B. J. et Dimnet, J. *Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis*. Human Movement Science, vol. 17, no. 1, pages 1–15, 1998.
- [Chèze2000] Chèze, L. *Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data*. Journal of Biomechanics, vol. 33, no. 12, pages 1695–1699, 2000.
- [Chiari2005] Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A. et Cappozzo, A. *Human movement analysis using stereophotogrammetry part 2 : Instrumental errors*. Gait & Posture, vol. 21, no. 2, pages 197–211, 2005.
- [Collen1990] Collen, F. M., Wade, D. T. et Bradshaw, C. M. *Mobility after stroke : reliability of measures of impairment and disability*. International disability studies, vol. 12, no. 1, pages 6–9, 1990.
- [Condouret1987] Condouret, J., Iehl, M., Roques, C., Dupui, P., Montoya, F., Pages, B., Bessou, P. et Pujol, M. *Analyse spatiotemporelle de la marche par la technique de Bessou : résultats chez l'hémiplégique*. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, vol. 30, no. 3, pages 267–278, 1987.
- [Corazza2007] Corazza, S., Mundermann, L. et Andriacchi, T. *A framework for the functional identification of joint centers using markerless motion capture, validation for the hip joint*. Journal of Biomechanics, vol. 40, no. 15, pages 3510–3515, 2007.
- [Corcoran1970] Corcoran, P. J. et Brengelmann, G. L. *Oxygen uptake in normal and handicapped subjects, in relation to speed of waing beside velocity-controlled cart*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 51, no. 2, pages 78–87, 1970.
- [Corsten2008] Corsten, M. F. et Shah, K. *Therapeutic stem-cells for cancer treatment : hopes and hurdles in tactical warfare*. The Lancet Oncology, vol. 9, no. 4, pages 376–384, 2008.
- [Cottalorda2000] Cottalorda, J., Durst, C., Aubail, R., Belli, A., Gautheron, V. et Geyssant, A. *Consommation energetique a la vitesse de confort au sol et sur tapis roulant*. Annales de Readaptation et de Medecine Physique, vol. 43, no. 1, pages 30–35, 2000.
- [Crosbie1997] Crosbie, J. et Vachalathiti, R. *Synchrony of pelvic and hip joint motion during walking*. Gait & Posture, vol. 6, no. 3, pages 237–248, 1997.
- [D'Angeli-Chevassut1996] D'Angeli-Chevassut, M., Pelissier, J., Gaviria, M., Micallef, J. et Peruchon, E. *Caracterisation de la marche de l'hemiplegique adulte par*

analyse des pressions plantaires. Annales de Readaptation et de Médecine Physique, vol. 39, no. 8, pages 515–526, 1996.

- [de Leva1996] de Leva, P. *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters*. Journal of Biomechanics, vol. 29, no. 9, pages 1223–1230, 1996.
- [Delamare2004] Delamare, J., Delamare, F., Gélis-Malville, É. et Delamare, L. Garnier-dela-mare : Dictionnaire illustré des termes de médecine. Maloine, Paris, France., 28e édition, 2004.
- [Della Croce2001] Della Croce, U., Riley, P. O., Lelas, J. L. et Kerrigan, D. C. *A refined view of the determinants of gait*. Gait & Posture, vol. 14, no. 2, pages 79–84, 2001.
- [Delp1990] Delp, S., Loan, J., Hoy, M., Zajac, F., Topp, E. et Rosen, J. *Interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 37, pages 757–767, 1990.
- [Delp1996] Delp, S. L., Wixson, R. L., Komattu, A. V. et Kocmond, J. H. *How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles*. Clinical Orthopaedics and Related Research, no. 328, pages 137–146, 1996.
- [Delp2007] Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E. et Thelen, D. G. *OpenSim : open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement*. IEEE Trans Biomed Eng, vol. 54, no. 11, pages 1940–1950, 2007.
- [Dempster1955] Dempster, W. *Space requirements of the seated operator*. Wright Air Development Center TR 55-159 AD 87 892, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, July 1955.
- [Detrembleur2000] Detrembleur, C., van den Hecke, A. et Dierick, F. *Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait*. Gait & Posture, vol. 12, no. 3, pages 243–250, 2000.
- [Detrembleur2003] Detrembleur, C., Dierick, F., Stoquart, G., Chantraine, F. et Lejeune, T. *Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking*. Gait & Posture, vol. 18, no. 2, pages 47–55, 2003.
- [Detrembleur2005] Detrembleur, C., Vanmarsenille, J.-M., De Cuyper, F. et Dierick, F. *Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait*. Gait & Posture, vol. 21, no. 3, pages 333–340, 2005.
- [di Prampero1986] di Prampero, P. E. *The energy cost of human locomotion on land and in water*. International Journal of Sports Medicine, vol. 7, no. 2, pages 55–72, 1986.
- [Didier1986] Didier, J. et Casillas, J.-M. *Bioénergétique de la marche*. Annales de Readaptation et de Médecine Physique, vol. 20, pages 169–187, 1986.
- [Dingwell2001] Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Cavanagh, P. R. et Sternad, D. *Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous over-ground and treadmill walking*. Journal of Biomechanical engineering, vol. 123, no. 1, pages 27–32, 2001.

- [Donelan2001] Donelan, J. M., Kram, R. et Kuo, A. D. *Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking*. Proceedings of Biological Sciences, vol. 268, no. 1480, pages 1985–1992, 2001.
- [Donelan2002a] Donelan, J. M., Kram, R. et Kuo, A. D. *Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking*. Journal of Experimental Biology, vol. 205, no. Pt 23, pages 3717–3727, 2002.
- [Donelan2002b] Donelan, J. M., Kram, R. et Kuo, A. D. *Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking*. Journal of Biomechanics, vol. 35, no. 1, pages 117–124, 2002.
- [Ducroquet1965] Ducroquet, R., Ducroquet, J. et Ducroquet, P. *La marche et les boiteries, étude des marches normales et pathologiques*. Masson, Paris, France, 1965.
- [Dumas2007] Dumas, R., Nicol, E. et Cheze, L. *Influence of the 3D Inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait*. Journal of Biomechanical engineering, vol. 129, no. 5, page 786, 2007.
- [Ehara1995] Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Tanaka, S. et Yamamoto, S. *Comparison of the performance of 3D camera systems*. Gait & Posture, vol. 3, no. 3, pages 166–169, 1995.
- [Ehara1997] Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Mochimaru, M., Tanaka, S. et Yamamoto, S. *Comparison of the performance of 3D camera systems II*. Gait & Posture, vol. 5, no. 3, pages 251–255, 1997.
- [Elble1992] Elble, R. J., Hughes, L. et Higgins, C. *The syndrome of senile gait*. Journal of Neurology, vol. 239, no. 2, pages 71–75, 1992.
- [Elftman1938] Elftman, H. *The measurement of the external force in walking*. Science, vol. 88, no. 2276, pages 152–153, 1938.
- [Elftman1939a] Elftman, H. *Forces and energy changes in the leg during walking*. Journal of Physiology, vol. 125, pages 339–356, 1939.
- [Elftman1939b] Elftman, H. *The function of muscles in locomotion*. American Journal of Physiology, vol. 125, pages 357–366, 1939.
- [Elliott1976] Elliott, B. C. et Blanksby, B. A. *A cinematographic analysis of over-ground and treadmill running by males and females*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 8, no. 2, pages 84–87, 1976.
- [Eng1995] Eng, J. J. et Winter, D. A. *Kinetic analysis of the lower limbs during walking : What information can be gained from a three-dimensional model ?* Journal of Biomechanics, vol. 28, no. 6, pages 753–758, 1995.
- [Ephanov2002] Ephanov, A. et Hurmuzlu, Y. *Generating pathological gait patterns via the use of robotic locomotion models*. Technology and Health Care, vol. 10, no. 2, pages 135–146, 2002.
- [Fenn1930a] Fenn, W. O. *Work against gravity and work due to velocity changes in running : movements on the center of gravity within the body and foot pressure on the ground*. American Journal of Physiology, vol. 93, pages 433–462, 1930.

- [Fenn1930b] Fenn, W. O. *Frictionnal and Kinetic factors in the Work of Sprint Running*. American Journal of Physiology, vol. 92, pages 583–611, 1930.
- [Feynman1963] Feynman, R. P., Leighton, R. B. et Sands, M. L. *The feynman lectures on physics, volume 1*. Addison-Wesley, 1963.
- [Feys1995] Feys, H., De Weerd, W., Nieuwboer, A., Nuyens, G. et Hanston, L. *Analysis of temporal gait characteristics and speed walking in stroke patients and control group*. Musculoskeletal Management, vol. 1, pages 73–85, 1995.
- [Finley1970] Finley, F. et Cody, K. *Locomotive characteristics of urban pedestrians*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 51, no. 423–426, 1970.
- [Foti2000] Foti, T., Davids, J. R. et Bagley, A. *A biomechanical analysis of gait during pregnancy*. The Journal of Bone Joint Surgery, vol. 82, no. 5, pages 625–632, 2000.
- [Frishberg1983] Frishberg, B. A. *An analysis of overground and treadmill sprinting*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 15, no. 6, pages 478–485, 1983.
- [Frost1997] Frost, G., Dowling, J., Bar-Or, O. et Dyson, K. *Ability of mechanical power estimations to explain differences in metabolic cost of walking and running among children*. Gait & Posture, vol. 5, no. 2, pages 120–127, 1997.
- [Gage1990] Gage, J. R. *An overview of normal walking*. Instr Course Lect, vol. 39, pages 291–303, 1990.
- [Garcia1998] Garcia, M., Chatterjee, A., Ruina, A. et Coleman, M. *The simplest walking model : stability, complexity, and scaling*. Journal of Biomechanical engineering, vol. 120, no. 2, pages 281–288, 1998.
- [Gard1999] Gard, S. A. et Childress, D. S. *The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 80, no. 1, pages 26–32, 1999.
- [Gersten1971] Gersten, J. W. et Orr, W. *External work of walking in hemiparetic patients*. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, vol. 3, no. 1, pages 85–88, 1971.
- [Ghoussayni2004] Ghoussayni, S., Stevens, C., Durham, S. et Ewins, D. *Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals*. Gait & Posture, vol. 20, no. 3, pages 266–272, 2004.
- [Gill1981] Gill, P., Murray, W. et Wright, M. *Practical optimization*. Academic press, New York, 1981.
- [Girard1985] Girard, M. et Maciejewski, A. *Computational Modeling for the Computer Animation of Legged Figures*. In Proceedings of ACM SIGGRAPH, pages 263–270. Addison Wesley, Juillet 1985.
- [Gleicher1998] Gleicher, M. *Retargetting Motion to new Characters*. In Proc. of ACM SIGGRAPH, pages 33–42, Juillet 1998.

- [Gorce1996] Gorce, P. et Vanel, O. *High level strategy to control the dynamic evolutions of bipedal postures*. In IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, volume 2, pages 1459–1464, 14-17 October 1996.
- [Grasso1998] Grasso, R., Bianchi, L. et Lacquaniti, F. *Motor patterns for human gait : backward versus forward locomotion*. Journal of Neurophysiology, vol. 80, no. 4, pages 1868–1885, 1998.
- [Grasso1999] Grasso, R., Peppe, A., Stratta, F., Angelini, D., Zago, M., Stanzione, P. et Lacquaniti, F. *Basal ganglia and gait control : apomorphine administration and internal pallidum stimulation in Parkinson's disease*. Experimental Brain Research, vol. 126, no. 2, pages 139–148, 1999.
- [Greville1959] Greville, T. N. E. *The pseudoinverse of a rectangular or singular matrix and its application to the solution of systems of linear equations*. SIAM Review, vol. 1, no. 1, pages 38–43, Janvier 1959.
- [Grieve1966] Grieve, D. W. et Gear, R. J. *The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults*. Ergonomics, vol. 9, no. 5, pages 379–399, 1966.
- [Griffin1995] Griffin, M., Olney, S. et McBride, I. *Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia*. Gait & Posture, vol. 3, no. 3, pages 132–142, 1995.
- [Hanafusa1981] Hanafusa, H., Yoshikawa, T. et Nakamura, Y. *Analysis and Control of Articulated Robot with Redundancy*. In IFAC, 8th Triennial World Congress, volume 4, pages 1927–1932, 1981.
- [Hansen2002] Hansen, A. H., Childress, D. S. et Meier, M. R. *A simple method for determination of gait events*. Journal of Biomechanics, vol. 35, no. 1, pages 135–138, 2002.
- [Harrington2007] Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E. M., Yuan, Z. et Theologis, T. N. *Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging*. Journal of Biomechanics, vol. 40, no. 3, pages 595–602, 2007.
- [Harris-Love2001] Harris-Love, M. L., Forrester, L. W., Macko, R. F., Silver, K. H. et Smith, G. V. *Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking*. Neurorehabilitation and Neural Repair, vol. 15, no. 2, pages 105–112, 2001.
- [Hausdorff1995] Hausdorff, J. M., Ladin, Z. et Wei, J. Y. *Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait*. Journal of Biomechanics, vol. 28, no. 3, pages 347–351, 1995.
- [Heglund1995] Heglund, N. C., Willems, P. A., Penta, M. et Cavagna, G. A. *Energy-saving gait mechanics with head-supported loads*. Nature, vol. 375, no. 6526, pages 52–54, 1995.
- [Hicheur2006] Hicheur, H., Terekhov, A. V. et Berthoz, A. *Intersegmental Coordination During Human Locomotion : Does Planar Covariation of Elevation Angles Reflect Central Constraints ?* Journal of Neurophysiology, vol. 96, pages 1046–1419, 2006.
- [Higginson2006] Higginson, J. S., Zajac, F. E., Neptune, R. R., Kautz, S. A. et Delp, S. L. *Muscle contributions to support during gait in an individual with*

post-stroke hemiparesis. Journal of Biomechanics, vol. 39, no. 10, pages 1769–1777, 2006.

- [Hill1994] Hill, K. D., Goldie, P. A., Baker, P. A. et Greenwood, K. M. *Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 75, no. 5, pages 577–583, 1994.
- [Himann1988] Himann, J. E., Cunningham, D. A., Rechnitzer, P. A. et Paterson, D. H. *Age-related changes in speed of walking*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 20, no. 2, pages 161–166, 1988.
- [Hodgins1996] Hodgins, J. *Three-Dimensional Human Running*. Proceedings of the IEEE Conference on Robotics and Automation, Avril 1996. Minneapolis, Minnesota.
- [Holden1984] Holden, M. K., Gill, K. M., Magliozzi, M. R., Nathan, J. et Piehl-Baker, L. *Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness*. Physical Therapy, vol. 64, no. 1, pages 35–40, 1984.
- [Holt1991] Holt, K. G., Hamill, J. et Andres, R. O. *Predicting the minimal energy costs of human walking*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 23, no. 4, pages 491–498, 1991.
- [Holt1995] Holt, K., Jeng, S., RR, R. et Hamill, J. *Energetic Cost and Stability During Human Walking at the Preferred Stride Velocity*. Journal of Motor Behavior, vol. 27, no. 2, pages 164–178, 1995.
- [Hreljac2000a] Hreljac, A. et Stergiou, N. *Phase determination during normal running using kinematic data*. Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 38, no. 5, pages 503–506, 2000.
- [Hreljac2000b] Hreljac, A. et Marshall, R. N. *Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data*. Journal of Biomechanics, vol. 33, no. 6, pages 783–786, 2000.
- [Hsu2003] Hsu, A.-L., Tang, P.-F. et Jan, M.-H. *Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 84, no. 8, pages 1185–1193, 2003.
- [Iida1987] Iida, H. et Yamamuro, T. *Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits*. Journal of Biomechanics, vol. 20, no. 10, pages 987–995, 1987.
- [Inman1966] Inman, V. T. *Human locomotion*. Can Med Assoc J, vol. 94, no. 20, pages 1047–1054, 1966.
- [Ivanenko2007] Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. E. et Lacquaniti, F. *Modular control of limb movements during human locomotion*. Journal of Neuroscience, vol. 27, no. 41, pages 11149–11161, 2007.
- [Jasiewicz2006] Jasiewicz, J. M., Allum, J. H. J., Middleton, J. W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell, B. et Li, R. C. T. *Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals*. Gait & Posture, vol. 24, no. 4, pages 502–509, 2006.

- [Kadaba1989] Kadaba, M. P., Ramkrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gaine, J., Gorton, G. et Cochran, G. V. B. *Repeatability of kinematic, kinetic and electromyography data in normal adult gait*. Journal of Orthopaedic Research, vol. 7, pages 849–860, 1989.
- [Kapandji1971] Kapandji, I. A. Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine. tome 2 - membre inférieur ; la hanche, le genou, la cheville, le pied, la voûte plantaire. Maloine, Paris, France., 3e édition, 1971.
- [Kautz2002] Kautz, S. A. et Neptune, R. R. *Biomechanical determinants of pedaling energetics : internal and external work are not independent*. Exercise and Sport Sciences Reviews, vol. 30, pages 159–165, 2002.
- [Kavanagh2008] Kavanagh, J. J. et Menz, H. B. *Accelerometry : A technique for quantifying movement patterns during walking*. Gait & Posture, vol. In Press, Corrected Proof, pages –, 2008.
- [Kepple1997] Kepple, T. M., Siegel, K. L. et Stanhope, S. J. *Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait*. Gait & Posture, vol. 6, no. 1, pages 1–8, 1997.
- [Kerrigan1995] Kerrigan, D. C., Viramontes, B. E., Corcoran, P. J. et LaRaia, P. J. *Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance*. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 74, no. 1, pages 3–8, 1995.
- [Kerrigan1998] Kerrigan, D., Roth, R. et Riley, P. *The modelling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data*. Gait & Posture, vol. 7, no. 2, pages 117–124, 1998.
- [Kerrigan2000] Kerrigan, D. C., Croce, U. D., Marciello, M. et Riley, P. O. *A refined view of the determinants of gait : Significance of heel rise*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 81, no. 8, pages 1077–1080, 2000.
- [Kerrigan2001] Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L. et Croce, U. D. *Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 82, no. 2, pages 217–220, 2001.
- [Kirkwood1999] Kirkwood, R. N., Culham, E. G. et Costigan, P. *Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location : effect on hip joint moments*. Clinical Biomechanics, vol. 14, no. 4, pages 227–235, 1999.
- [Kirtley2002] Kirtley, C. *New technology in gait analysis in physical medicine and rehabilitation*. State of the Art Reviews, vol. 16, no. 2, pages 361–373, 2002.
- [Kirtley2006] Kirtley, C. Clinical gait analysis : Theory and practice, volume xii, 316 p. : ill. Elsevier Churchill Livingstone, Edinburgh ; Toronto, 2006.
- [Klein1983] Klein, C. et Huang, C. *Review of pseudoinverse control for use with kinematically redundant manipulators*. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, vol. SMC-13, no. 3, pages 245–250, Mars 1983.
- [Knutsson1979] Knutsson, E. et Richards, C. *Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients*. Brain, vol. 102, no. 2, pages 405–430, 1979.

- [Koopman1995] Koopman, B., Grootenboer, H. J. et de Jongh, H. J. *An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking*. Journal of Biomechanics, vol. 28, no. 11, pages 1369–1376, 1995.
- [Korein1982] Korein, J. U. et Badler, N. I. *Techniques for generating the goal-directed animation of articulated structures*. IEEE Computer Graphics and Application, vol. 2, no. 9, pages 71–81, 1982.
- [Kubo2006] Kubo, M. et Ulrich, B. *Coordination of pelvis-HAT (head, arms and trunk) in anterior-posterior and medio-lateral directions during treadmill gait in preadolescents with/without Down syndrome*. Gait & Posture, vol. 23, no. 4, pages 512–518, 2006.
- [Kulpa2005] Kulpa, R. *Adaptation interactive et performante des mouvements d’humanoïdes synthétiques : aspects cinématique, cinétique et dynamique*. Thèse, Université de Rennes 1, Rennes, France., 2005.
- [Kuo2001] Kuo, A. D. *A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed-step length relationship*. Journal of Biomechanics Engineering, vol. 123, no. 3, pages 264–269, 2001.
- [Kuo2007] Kuo, A. D. *The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy : A dynamic walking perspective*. Human Movement Science, vol. 26, no. 4, pages 617–656, 2007.
- [Lacquaniti1994a] Lacquaniti, F. et Maioli, C. *Coordinate transformations in the control of cat posture*. Journal of Neurophysiology, vol. 72, no. 4, pages 1496–1515, 1994.
- [Lacquaniti1994b] Lacquaniti, F. et Maioli, C. *Independent control of limb position and contact forces in cat posture*. Journal of Neurophysiology, vol. 72, no. 4, pages 1476–1495, 1994.
- [Lacquaniti1999] Lacquaniti, F., Grasso, R. et Zago, M. *Motor Patterns in Walking*. News in Physiological Sciences, vol. 14, pages 168–174, 1999.
- [Lance1980] Lance, J. W. *The control of muscle tone, reflexes, and movement : Robert Wartenberg Lecture*. Neurology, vol. 30, no. 12, pages 1303–1313, 1980.
- [Lander1998] Lander, J. *Oh my god, I inverted Kine !* Game Developer Magazine, Septembre 1998.
- [Lau2008] Lau, H. et Tong, K. *The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot*. Gait & Posture, vol. 27, no. 2, pages 248–257, 2008.
- [Laursen2000] Laursen, B., Ekner, D., Simonsen, E. B., Voigt, M. et Sjogaard, G. *Kinetics and energetics during uphill and downhill carrying of different weights*. Applied Ergonomics, vol. 31, no. 2, pages 159–166, 2000.
- [Lavcanska2005] Lavcanska, V., Taylor, N. F. et Schache, A. G. *Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults*. Human Movement Science, vol. 24, no. 4, pages 544–557, 2005.
- [Le Faucheur2007] Le Faucheur, A., Abraham, P., Jaquinandi, V., Bouye, P., Saumet, J. L. et Noury-Desvaux, B. *Study of human outdoor walking with a low-cost GPS and simple spreadsheet analysis*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 39, no. 9, pages 1570–1578, 2007.

- [Leardini1999] Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G. et Giannini, S. *Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location*. Journal of Biomechanics, vol. 32, no. 1, pages 99–103, 1999.
- [Lee2007] Lee, S. J. et Hidler, J. *Biomechanics of Overground Versus Treadmill Walking In Healthy Individuals*. Journal of Applied Physiology, pages 01380.2006–, 2007.
- [Liegeois1977] Liegeois, A. *Automatic Supervisory control of the Configuration and Behavior of Multibody Mechanisms*. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, vol. SMC-7, no. 12, Décembre 1977.
- [Lovejoy2005] Lovejoy, C. O. *The natural history of human gait and posture : Part 1. Spine and pelvis*. Gait & Posture, vol. 21, no. 1, pages 95–112, 2005.
- [lowery1980] lowery, L. L. *Mechanical energy analysis of hemiplegic gait : monitoring and diagnosis*. Proceedings of Canadian Society of Biomechanics, pages 56–57, 1980.
- [Luenberger1984] Luenberger, D. G. *Linear and nonlinear programming*. Addison-Wesley, 1984.
- [Maffiuletti2008] Maffiuletti, N. A., Gorelick, M., Kramers-de Quervain, I., Bizzini, M., Munzinger, J. P., Tomasetti, S. et Stacoff, A. *Concurrent validity and intrasession reliability of the IDEEA accelerometry system for the quantification of spatiotemporal gait parameters*. Gait & Posture, vol. 27, no. 1, pages 160–163, 2008.
- [Mansfield2003] Mansfield, A. et Lyons, G. M. *The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking*. Medical Engineering & Physics, vol. 25, no. 10, pages 879–885, 2003.
- [Mansour1982] Mansour, J. M., Lesh, M. D., Nowak, M. D. et Simon, S. R. *A three dimensional multi-segmental analysis of the energetics of normal and pathological human gait*. Journal of Biomechanics, vol. 15, no. 1, pages 51–59, 1982.
- [Marey1878] Marey, E.-J. *La méthode graphique dans les sciences expérimentales et particulièrement en physiologie et en médecine*. Masson, Paris, France, 1878.
- [Martin1993] Martin, P. E., Heise, G. D. et Morgan, D. W. *Interrelationships between mechanical power, energy transfers, and walking and running economy*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 25, no. 4, pages 508–515, 1993.
- [Mathé1981] Mathé, G. et Richet, G. *Sémiologie médicale*. Flammarion, Médecine-Sciences, Paris, France., 1981.
- [Mathie2004] Mathie, M. J., Coster, A. C., Lovell, N. H. et Celler, B. G. *Accelerometry : providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement*. Physiological Measurement, vol. 25, pages R1–R20, 2004.
- [Matsas2000] Matsas, A., Taylor, N. et McBurney, H. *Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects*. Gait & Posture, vol. 11, no. 1, pages 46–53, 2000.

- [Mazaux1995] Mazaux, J.-M., Lion, J. et Barat, M. Rééducation des hémiplegiques vasculaires de l'adulte. Masson, Paris, France, 1995.
- [McDowell2002] McDowell, B., Cosgrove, A. et Baker, R. *Estimating mechanical cost in subjects with myelomeningocele*. Gait & Posture, vol. 15, no. 1, pages 25–31, 2002.
- [McGeer1990] McGeer, T. *Passive Dynamic Walking*. The International Journal of Robotics Research, vol. 9, no. 2, pages 62–82, 1990.
- [McGibbon1998] McGibbon, C. A. et Krebs, D. E. *The influence of segment endpoint kinematics on segmental power calculations*. Gait & Posture, vol. 7, no. 3, pages 237–242, 1998.
- [McNeill Alexander2002] McNeill Alexander, R. *Energetics and optimization of human walking and running : the 2000 Raymond Pearl memorial lecture*. American Journal of Human Biology, vol. 14, no. 5, pages 641–648, 2002.
- [Meskers1998] Meskers, C. G. M., van der Helm, F. C. T., Rozendaal, L. A. et Rozing, P. M. *In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression*. Journal of Biomechanics, vol. 31, no. 1, pages 93–96, 1998.
- [Mickelborough2000] Mickelborough, J., van der Linden, M. L., Richards, J. et Ennos, A. R. *Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events*. Gait & Posture, vol. 11, no. 1, pages 32–37, 2000.
- [Mills2007] Mills, P. M., Barrett, R. S. et Morrison, S. *Agreement between footswitch and ground reaction force techniques for identifying gait events : Inter-session repeatability and the effect of walking speed*. Gait & Posture, vol. 26, no. 2, pages 323–326, 2007.
- [Minetti1992] Minetti, A. E. et Saibene, F. *Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking : a mathematical model*. Journal of Experimental Biology, vol. 170, pages 19–34, 1992.
- [Minetti1993] Minetti, A. E., Ardigo, L. P. et Saibene, F. *Mechanical determinants of gradient walking energetics in man*. The Journal of Physiology Online, vol. 472, no. 1, pages 725–735, 1993.
- [Mochon1980] Mochon, S. et McMahon, T. A. *Ballistic walking*. Journal of Biomechanics, vol. 13, no. 1, pages 49–57, 1980.
- [Mombaur2001] Mombaur, K. D., Bock, H. G., Schlöder, J. P. et Longman, R. W. *Human-like actuated walking that is asymptotically stable without feedback*. volume 4, pages 4128–4133, 2001.
- [Morris1973] Morris, J. R. W. *Accelerometry—A technique for the measurement of human body movements*. Journal of Biomechanics, vol. 6, no. 6, pages 729–732, 1973.
- [Murray1964] Murray, M. P., Drought, A. B. et Kory, R. C. *Walking Patterns of Normal Men*. Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 46, no. 2, pages 335–360, 1964.
- [Murray1985] Murray, M. P., Spurr, G. B., Sepic, S. B., Gardner, G. M. et Mollinger, L. A. *Treadmill vs. floor walking : kinematics, electromyogram, and heart rate*. Journal of Applied Physiology, vol. 59, no. 1, pages 87–91, 1985.

- [Nadeau1999] Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B. et Bourbonnais, D. *Plantar-flexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors*. Clinical Biomechanics, vol. 14, no. 2, pages 125–135, 1999.
- [Nardone2004] Nardone, A. et Schieppati, M. *La boucle sensori-motrice*. In Plasticité de la fonction motrice. Springer-Verlag France, Paris, France, académie européenne de médecine de réadaptation édition, 2004.
- [Nelson1972] Nelson, R. C., Dillman, C. J., Lagasse, P. et Bickett, P. *Biomechanics of overground versus treadmill running*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 4, no. 4, pages 233–240, 1972.
- [Neptune2001] Neptune, R. R., Kautz, S. A. et Zajac, F. E. *Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking*. Journal of Biomechanics, vol. 34, no. 11, pages 1387–1398, 2001.
- [Neptune2004] Neptune, R. R., Zajac, F. E. et Kautz, S. A. *Muscle mechanical work requirements during normal walking : the energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant*. Journal of Biomechanics, vol. 37, no. 6, pages 817–825, 2004.
- [Neptune2008] Neptune, R. R., Sasaki, K. et Kautz, S. A. *The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics*. Gait & Posture, vol. In Press, pages –, 2008.
- [Nicolas2007a] Nicolas, G. *Des données anatomiques à la simulation de la locomotion bipède : Application à l'homme, au chimpanzé et à Lucy (A.L. 288-1)*. Thèse, Université de Rennes 2, Rennes, France., 2007.
- [Nicolas2007b] Nicolas, G., Multon, F., Berillon, G. et Marchal, F. *From bone to plausible bipedal locomotion using inverse kinematics*. Journal of Biomechanics, vol. 40, no. 5, pages 1048–1057, 2007.
- [Nilsson1985] Nilsson, J., Stokes, V. P. et Thorstensson, A. *A new method to measure foot contact*. Journal of Biomechanics, vol. 18, no. 8, pages 625–627, 1985.
- [Norman1976] Norman, R. W., Sharratt, M. T., Pezzack, J. C. et Noble, E. G. *Reexamination of the mechanical efficiency of horizontal treadmill running*. In Komì, P. V., éditeur, Biomechanics V-B, pages 87–93. University Park Press, 1976.
- [Öberg1993] Öberg, T., Karsznia, A. et Öberg, K. *Basic gait parameters : reference data for normal subjects, 10-79 years of age*. Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 30, no. 2, pages 210–223, 1993.
- [O'Connor2007] O'Connor, C. M., Thorpe, S. K., O'Malley, M. J. et Vaughan, C. L. *Automatic detection of gait events using kinematic data*. Gait & Posture, vol. 25, no. 3, pages 469–474, 2007.
- [Ogihara2001] Ogihara, N. et Yamazaki, N. *Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuro-musculo-skeletal model*. Biological Cybernetics, vol. 84, no. 1, pages 1–11, 2001.
- [Oken2008a] Oken, O. et Yavuzer, G. *Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke*. European Journal of Physical Rehabilitation Medicine, vol. 44, no. 2, pages 127–132, 2008.

- [Oken2008b] Oken, O., Yavuzer, G., Ergocen, S., Yorgancioglu, Z. R. et Stam, H. J. *Repeatability and variation of quantitative gait data in sub-groups of patients with stroke*. Gait & Posture, vol. 27, no. 3, pages 506–511, 2008.
- [Olney1986] Olney, S. J., Monga, T. N. et Costigan, P. A. *Mechanical energy of walking of stroke patients*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 67, no. 2, pages 92–98, 1986.
- [Olney1991] Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N. et McBride, I. D. *Work and power in gait of stroke patients*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 72, no. 5, pages 309–314, 1991.
- [Olney1994] Olney, S. J., Griffin, M. P. et McBride, I. D. *Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia : a regression approach*. Physical Therapy, vol. 74, no. 9, pages 872–885, 1994.
- [Olney1996] Olney, S. J. et Richards, C. *Hemiparetic gait following stroke. Part I : Characteristics*. Gait & Posture, vol. 4, no. 2, pages 136–148, 1996.
- [Ortega2005] Ortega, J. D. et Farley, C. T. *Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking*. Journal of Applied Physiology, vol. 99, no. 6, pages 2099–2107, 2005.
- [Pandy2001] Pandy, M. G. *Computer Modeling and Simulation of Human Movement*. Annual Review of Biomedical Engineering, vol. 3, no. 1, pages 245–273, 2001.
- [Pandyan1999] Pandyan, A. D., Johnson, G. R., Price, C. I., Curless, R. H., Barnes, M. P. et Rodgers, H. *A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity*. Clinical Rehabilitation, vol. 13, no. 5, pages 373–383, 1999.
- [Paolini2007] Paolini, G., Della Croce, U., Riley, P. O., Newton, F. K. et Casey Kerrigan, D. *Testing of a tri-instrumented-treadmill unit for kinetic analysis of locomotion tasks in static and dynamic loading conditions*. Medical Engineering & Physics, vol. 29, no. 3, pages 404–411, 2007.
- [Patrick2006] Patrick, E. et Ada, L. *The Tardieu Scale differentiates contracture from spasticity whereas the Ashworth Scale is confounded by it*. Clinical Rehabilitation, vol. 20, no. 2, pages 173–182, 2006.
- [Paul1981] Paul, R. P. *Robot manipulators : Mathematics, programming and control*. MIT Press, Cambridge, MA, USA, 1981.
- [Paul2001] Paul, J. P. *Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion : Savelberg et al., Gait and Posture (1998) 7(1) : 26-34*. Gait & Posture, vol. 13, no. 1, page 67, 2001.
- [Paul2005] Paul, C., Bellotti, M., Jezernik, S. et Curt, A. *Development of a human neuro-musculo-skeletal model for investigation of spinal cord injury*. Biological Cybernetics, vol. 93, no. 3, pages 153–170, 2005.
- [Peat1976] Peat, M., Dubo, H. I., Winter, D. A., Quanbury, A. O., Steinke, T. et Grahame, R. *Electromyographic temporal analysis of gait : hemiplegic locomotion*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 57, no. 9, pages 421–425, 1976.

- [Pelissier1997] Pelissier, J. Les troubles de la marche et leur exploration. Frisson-Roche, Paris, France., 1997.
- [Penrose1955] Penrose, F. *A generalized inverse for matrices*. In Proceedings of the Cambridge Philosophical Society 51, pages 406–413, 1955.
- [Perry1992] Perry, J. *Gait analysis : normal and pathological function*. McGraw-Hill, New York, USA, 1992.
- [Phillips1991] Phillips, C. B. et Badler, N. I. *Interactive behaviors for bipedal articulated figures*. Proceedings of SIGGRAPH'91 on Computer Graphics, vol. 25, no. 4, pages 359–362, Juillet 1991.
- [Piazza1996] Piazza, S. J. et Delp, S. L. *The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait*. Journal of Biomechanics, vol. 29, no. 6, pages 723–733, 1996.
- [Piazza2001] Piazza, S. J., Okita, N. et Cavanagh, P. R. *Accuracy of the functional method of hip joint center location : effects of limited motion and varied implementation*. J Biomech, vol. 34, no. 7, pages 967–973, 2001.
- [Piazza2004] Piazza, S. J., Erdemir, A., Okita, N. et Cavanagh, P. R. *Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion*. J Biomech, vol. 37, no. 3, pages 349–356, 2004.
- [Pierrynowski1980] Pierrynowski, M. R., Winter, D. A. et Norman, R. W. *Transfers of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking*. Ergonomics, vol. 23, no. 2, pages 147–156, 1980.
- [Pronost2006] Pronost, N., Dumont, G., Berillon, G. et Nicolas, G. *Morphological and stance interpolations in database for simulating bipedalism of virtual humans*. The Visual Computer, vol. 22, no. 1, pages 4–13, 2006.
- [Provencher2000] Provencher, M. T. et Abdu, W. A. *Historical perspective : Giovanni Alfonso Borelli : « Father of spinal biomechanics »*. Spine, vol. 25, no. 1, page 131, 2000.
- [Ralston1958] Ralston, H. J. *Energy — speed relation and optimal speed during level walking*. Internat. Ztschr. Angew. Physiol., vol. 17, no. (oct), pages 277–283, 1958.
- [Ralston1969] Ralston, H. J. et Lukin, L. *Energy levels of human body segments during level walking*. Ergonomics, vol. 12, no. 39–46, 1969.
- [Reed1999] Reed, M., Manary, M. et Schneider, L. *Methods for measuring and representing automobile occupant posture*. In International Congress and Exposition, March 1-4 1999.
- [Ren2006] Ren, L., Howard, D. et Kenney, L. *Computational Models to Synthesize Human Walking*. Journal of Bionic Engineering, vol. 3, no. 3, pages 127–138, 2006.
- [Richards1999] Richards, J. G. *The measurement of human motion : A comparison of commercially available systems*. Human Movement Science, vol. 18, no. 5, pages 589–602, 1999.

- [Richardson2008] Richardson, J., Thies, S. et Ashton-Miller, J. *An exploration of step time variability on smooth and irregular surfaces in older persons with neuropathy*. Clinical Biomechanics, 2008.
- [Riley2007] Riley, P. O., Paolini, G., Croce, U. D., Paylo, K. W. et Kerrigan, D. C. *A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects*. Gait & Posture, vol. 26, no. 1, pages 17–24, 2007.
- [Robert2008] Robert, P., Rey, A. et Rey-Debove, J. Le nouveau petit robert : Dictionnaire alphabétique et analogique de la langue française. Dictionnaires Le Robert, Paris, France., 40e édition, 2008.
- [Roetenberg2006] Roetenberg, D. *Inertial and magnetic sensing of human motion*. Thèse, Univertisty Twente, Twente, 2006.
- [Rossier2001] Rossier, P. et Wade, D. T. *Validity and reliability comparison of 4 mobility measures in patients presenting with neurologic impairment*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 82, no. 1, pages 9–13, 2001.
- [Roth1997] Roth, E. J., Merbitz, C., Mroczek, K., Dugan, S. A. et Suh, W. W. *Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters*. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 76, no. 2, pages 128–133, 1997.
- [Sadeghi2000] Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F. et Labelle, H. *Symmetry and limb dominance in able-bodied gait : a review*. Gait & Posture, vol. 12, no. 1, pages 34–45, 2000.
- [Savelberg1998] Savelberg, H. H. C. M., Vorstenbosch, M. A. T. M., Kamman, E. H., van de Weijer, J. G. W. et Schambardt, H. C. *Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion*. Gait & Posture, vol. 7, no. 1, pages 26–34, 1998.
- [Sciavicco1988] Sciavicco, L. et Siciliano, B. *A solution algorithm to the inverse kinematic problem for redundant manipulators*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol. 4, pages 403–410, Mars 1988.
- [Segers2007] Segers, V., Lenoir, M., Aerts, P. et De Clercq, D. *Kinematics of the transition between walking and running when gradually changing speed*. Gait & Posture, vol. 26, no. 3, pages 349–361, 2007.
- [Seidel1995] Seidel, G. K., Marchinda, D. M., Dijkers, M. et Soutas-Little, R. W. *Hip joint center location from palpable bony landmarks—a cadaver study*. J Biomech, vol. 28, no. 8, pages 995–998, 1995.
- [Shin2001] Shin, H. J., Lee, J., Shin, S. Y. et Gleicher, M. *Computer puppetry : An importance-based approach*. ACM Transactions on Graphics, vol. 20, no. 2, pages 67–94, 2001.
- [Shorter2008] Shorter, K. A., Polk, J. D., Rosengren, K. S. et Hsiao-Wecksler, E. T. *A new approach to detecting asymmetries in gait*. Clinical Biomechanics, vol. 23, no. 4, pages 459–467, 2008.
- [Silva2002] Silva, M., Shepherd, E. F., Jackson, W. O., Dorey, F. J. et Schmalzried, T. P. *Average patient walking activity approaches 2 million cycles per year*. The Journal of Arthroplasty, vol. 17, no. 6, pages 693–697, 2002.

- [Soechting1986] Soechting, J. F., Lacquaniti, F. et Terzuolo, C. A. *Coordination of arm movements in three-dimensional space. Sensorimotor mapping during drawing movement*. Neuroscience, vol. 17, no. 2, pages 295–311, 1986.
- [Stoquart2008] Stoquart, G., Detrembleur, C. et Lejeune, T. *Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking*. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, vol. 38, no. 2, pages 105–116, 2008.
- [Strathy1983] Strathy, G. M., Chao, E. Y. et Laughman, R. K. *Changes in knee function associated with treadmill ambulation*. Journal of Biomechanics, vol. 16, no. 7, pages 517–522, 1983.
- [Sun2001] Sun, H. C. et Metaxas, D. *Automating gait generation*. In SIGGRAPH '01 : Proceedings of the 28th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, pages 261 – 270. ACM Press, 2001.
- [Sutherland2001] Sutherland, D. H. *The evolution of clinical gait analysis part I – kinesiological EMG*. Gait & Posture, vol. 14, no. 1, pages 61–70, 2001.
- [Sutherland2002] Sutherland, D. H. *The evolution of clinical gait analysis part II – Kinematics*. Gait & Posture, vol. 16, no. 2, pages 159–179, 2002.
- [Sutherland2005] Sutherland, D. H. *The evolution of clinical gait analysis part III – kinetics and energy assessment*. Gait & Posture, vol. 21, no. 4, pages 447–461, 2005.
- [Taga1994] Taga, G. *Emergence of bipedal locomotion through entrainment among the neuro-musculo-skeletal system and the environment*. Physica D : Nonlinear Phenomena, vol. 75, no. 1-3, pages 190–208, 1994.
- [Tardieu1954] Tardieu, G., Shentoub, S. et R., D. *A la recherche d'une technique de mesure de la spasticité*. Revue Neurologie, vol. 91, no. 2, pages 143–144, 1954.
- [Tashman1995] Tashman, S., Zajac, F. E. et Perkaš, I. *Modeling and simulation of paraplegic ambulation in a reciprocating gait orthosis*. Journal of Biomechanics Engineering, vol. 117, no. 3, pages 300–308, 1995.
- [Taylor1996] Taylor, N., Evans, O. et Goldie, P. *Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking*. Clinical Biomechanics, vol. 11, no. 8, pages 484–486, 1996.
- [Terrier2003] Terrier, P. et Schutz, Y. *Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS)*. European Journal of Applied Physiology, vol. 90, pages 554–561, 2003.
- [Tesio1991] Tesio, L., Roi, G. S. et Moller, F. *Pathological gaits : inefficiency is not a rule*. Clinical Biomechanics, vol. 6, no. 1, pages 47–50, 1991.
- [Thelen2006] Thelen, D. G. et Anderson, F. C. *Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data*. Journal of Biomechanics, vol. 39, no. 6, pages 1107–1115, 2006.
- [Tolani2000] Tolani, D., Goswami, A. et Badler, N. I. *Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs*. Graph Models, vol. 62, no. 5, pages 353–388, 2000.

- [Tong1999] Tong, K. et Granat, M. H. *A practical gait analysis system using gyroscopes*. Med Eng Phys, vol. 21, no. 2, pages 87–94, 1999.
- [Torczon1989] Torczon, V. *Multi-directional Search : A Direct Search Algorithm for Parallel Machines*. Ph.d. thesis, Rice University, Houston, Texas, USA, 1989.
- [Turnbull1995] Turnbull, G. I., Charteris, J. et Wall, J. C. *A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects*. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, vol. 27, no. 3, pages 175–182, 1995.
- [Umberger2007] Umberger, B. R. et Martin, P. E. *Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates*. Journal of Experimental Biology, vol. 210, no. 15, pages 3255–3265, 2007.
- [Unnithan1999] Unnithan, V. B., Dowling, J. J., Frost, G. et Bar-Or, O. *Role of mechanical power estimates in the O₂ cost of walking in children with cerebral palsy*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 31, no. 12, pages 1703–1708, 1999.
- [Van de Putte2006] Van de Putte, M., Hagemeister, N., St-Onge, N., Parent, G. et de Guise, J. A. *Habituation to treadmill walking*. Biomedical Materials and Engineering, vol. 16, no. 1, pages 43–52, 2006.
- [van Ingen Schenau1980] van Ingen Schenau, G. J. *Some fundamental aspects of the bio-mechanics of overground versus treadmill locomotion*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 12, no. 4, pages 257–261, 1980.
- [Wade1987] Wade, D. T., Wood, V. A., Heller, A., Maggs, J. et Langton Hower, R. *Walking after stroke. Measurement and recovery over the first 3 months*. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, vol. 19, no. 1, pages 25–30, 1987.
- [Wagenaar1992] Wagenaar, R. C. et Beek, W. J. *Hemiplegic gait : a kinematic analysis using walking speed as a basis*. Journal of Biomechanics, vol. 25, no. 9, pages 1007–1015, 1992.
- [Wall1981] Wall, J. C. et Charteris, J. *A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking*. Ergonomics, vol. 24, no. 7, pages 531–542, 1981.
- [Wall1986] Wall, J. C. et Turnbull, G. I. *Gait asymmetries in residual hemiplegia*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 67, no. 8, pages 550–553, 1986.
- [Wang1999] Wang, X. *A behavior-based inverse kinematics algorithm to predict arm prehension for computer-aided ergonomic evaluation*. Journal of biomechanics, vol. 32, no. 5, pages 453–460, Mai 1999.
- [Warabi2005] Warabi, T., Kato, M., Kiriya, K., Yoshida, T. et Kobayashi, N. *Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force*. Neuroscience Research, vol. 53, no. 3, pages 343–348, 2005.
- [Warren2001] Warren, W. H. J., Kay, B. A., Zosh, W. D., Duchon, A. P. et Sahuc, S. *Optic flow is used to control human walking*. Nature Neuroscience, vol. 4, no. 2, pages 213–216, 2001.
- [Wartenberg1951] Wartenberg, R. *Pendulousness of the legs as a diagnostic test*. Neurology, vol. 1, no. 1, pages 18–24, 1951.

- [Wass2005] Wass, E., Taylor, N. F. et Matsas, A. *Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people*. Gait & Posture, vol. 21, no. 1, pages 72–79, 2005.
- [Waters1988] Waters, R., Lunsford, B., Perry, J. et Byrd, R. *Energy-speed relationship of walking : standard tables*. Journal of Orthopaedic Research, vol. 6, no. 2, pages 215–222, 1988.
- [Waters1999] Waters, R. L. et Mulroy, S. *The energy expenditure of normal and pathologic gait*. Gait & Posture, vol. 9, no. 3, pages 207–231, 1999.
- [Whitney1969] Whitney, D. E. *Resolved motion rate control of manipulators and human prostheses*. IEEE Transactions on Man-Machine Systems, vol. MMS-10, no. 2, pages 47–53, Juin 1969.
- [Whittle1991] Whittle, M. *Gait analysis : an introduction*. Butterworth-Heinemann, Oxford, UK, 1991.
- [Willems1995] Willems, P. A., Cavagna, G. A. et Heglund, N. C. *External, internal and total work in human locomotion*. Journal of Experimental Biology, vol. 198, no. 2, pages 379–393, 1995.
- [Williams1983] Williams, K. R. et Cavanagh, P. R. *A model for the calculation of mechanical power during distance running*. Journal of Biomechanics, vol. 16, no. 2, pages 115–128, 1983.
- [Winter1976] Winter, D. A., Quanbury, A. O. et Reimer, G. D. *Analysis of instantaneous energy of normal gait*. Journal of Biomechanics, vol. 9, no. 4, pages 253–257, 1976.
- [Winter1978] Winter, D. A. *Energy Assessments in Pathological Gait*. Physiotherapy Canada, vol. 30, no. 4, pages 183–191, 1978.
- [Winter1979] Winter, D. A. *A new definition of mechanical work done in human movement*. Journal of Applied Physiology, vol. 46, no. 1, pages 79–83, 1979.
- [Winter1990] Winter, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. A Wiley-Interscience publication, Waterloo, Ontario, Canada., 2e ed. John Wiley & Sons Inc. édition, 1990.
- [Winter1992] Winter, D. *Foot trajectory in human gait : a precise and multifactorial motor control task*. Physical Therapy, vol. 72, no. 1, pages 45–53, 1992.
- [Winter1995] Winter, D. *Human balance and posture control during standing and walking*. Gait & Posture, vol. 3, no. 4, pages 193–214, 1995.
- [Witkin1987] Witkin, A., Fleisher, K. et Barr, A. *Energy constraints on parameterized models*. Computer Graphics, vol. 21, no. 3, pages 225–232, 1987.
- [Woolley2001] Woolley, S. M. *Characteristics of gait in hemiplegia*. Topics in Stroke Rehabilitation, vol. 7, no. 4, pages 1–18, 2001.
- [Wu2002] Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O. et Stokes, I. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine*. Journal of Biomechanics, vol. 35, no. 4, pages 543–548, 2002.

- [Wu2005] Wu, G., van der Helm, F. C. T., (DirkJan) Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W. et Buchholz, B. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand*. Journal of Biomechanics, vol. 38, no. 5, pages 981–992, 2005.
- [Yamaguchi1990] Yamaguchi, G. T. et Zajac, F. E. *Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation : a computer simulation study*. IEEE Trans Biomed Eng, vol. 37, no. 9, pages 886–902, 1990.
- [Zajac2002] Zajac, F. E., Neptune, R. R. et Kautz, S. A. *Biomechanics and muscle coordination of human walking : Part I : Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations*. Gait & Posture, vol. 16, no. 3, pages 215–232, 2002.
- [Zajac2003] Zajac, F. E., Neptune, R. R. et Kautz, S. A. *Biomechanics and muscle coordination of human walking : Part II : Lessons from dynamical simulations and clinical implications*. Gait & Posture, vol. 17, no. 1, pages 1–17, 2003.
- [Zamparo1995] Zamparo, P., Francescato, M. P., De Luca, G., Lovati, L. et di Prampero, P. E. *The energy cost of level walking in patients with hemiplegia*. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, vol. 5, no. 6, pages 348–352, 1995.
- [Zarrugh1978] Zarrugh, M. Y. et Radcliffe, C. W. *Predicting metabolic cost of level walking*. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, vol. 38, no. 3, pages 215–223, 1978.
- [Zatsiorsky1990] Zatsiorsky, V., Seluyanov, V. et Chugunova, L. *Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments*. In Chernyi, G. et Regirer, S., éditeurs, Contemporary Problems of Biomechanics, pages 273–291. Mir publishers, CRC Press, Moscow, Boca Raton, 1990.
- [Zatsiorsky1994] Zatsiorsky, V. M., Werner, S. L. et Kaimin, M. A. *Basic kinematics of walking. Step length and step frequency. A review*. Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, vol. 34, no. 2, pages 109–134, 1994.
- [Zatsiorsky1998] Zatsiorsky, V. M. *Can total work be computed as a sum of the 'external' and 'internal' work ?* Journal of Biomechanics, vol. 31, no. 2, pages 191–193, 1998.
- [Zeltzer1982] Zeltzer, D. *Motor control techniques for figure animation*. IEEE Computer Graphics and Applications, vol. Second, no. 9, pages 53–60, November 1982.
- [Zeni Jr.2008] Zeni Jr., J. A., Richards, J. G. et Higginson, J. S. *Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data*. Gait & Posture, vol. 27, no. 4, pages 710–714, 2008.
- [Zhang2007] Zhang, D. et Zhu, K. *Modeling biological motor control for human locomotion with functional electrical stimulation*. Biological Cybernetics, vol. 96, no. 1, pages 79–97, 2007.

- [Zhao1994] Zhao, J. et Badler, N. I. *Inverse Kinematics Positioning Using Nonlinear Programming for Highly Articulated Figures*. ACM Transactions on Graphics, vol. 13, no. 4, pages 313–336, Octobre 1994.
- [Zuniga1969] Zuniga, E. N. et Simons, E. G. *Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 50, no. 11, pages 613–620, 1969.

Table des figures

1.1	D'Aristote à Étienne-Jules Marey.	5
1.2	De la mesure de la pression plantaire à celle de la force de réaction du sol. . .	6
1.3	Instruments de mesure des paramètres spatio-temporels.	7
1.4	Mesure de l'angle articulaire du genou grâce à un goniomètre.	8
1.5	Systèmes d'analyse tridimensionnelle.	9
1.6	Marqueurs réfléchissants fixés in vivo à l'aide de tiges sur les os du pied. . . .	10
1.7	Illustration d'un signal EMG.	12
1.8	Marche sur tapis roulant.	14
1.9	De l'énergie métabolique au travail mécanique lié au mouvement.	21
1.10	Illustration d'une foulée composée de deux pas successifs.	25
1.11	Illustration des différentes phases constituant le cycle de marche.	26
1.12	Ratios longueur de pas – cadence.	28
1.13	Positions anormales du pied responsable du raccourcissement du pas.	29
1.14	Méthodes de marche compensatoires au raccourcissement du pas.	30
1.15	Convention des termes liés aux angles articulaires dans le plan frontal et dans le plan sagittal.	31
1.16	Évolution des angles au pelvis, à la hanche, au genou et à la cheville au cours d'un cycle de marche normale.	32
1.17	Illustration des trois roulements de la cheville de la marche normale.	33
1.18	Plan de covariance de deux sujets à leur vitesse de confort.	34
1.19	Force de réaction du sol selon les trois axes lors d'un cycle de marche normale.	35
1.20	Illustration du trajet du centre de pression d'un pied lors d'un cycle de marche normale.	36
1.21	Activation temporelle des muscles des membres inférieurs lors de la marche normale.	37
1.22	Marche de Duchenne – Affaissement du pelvis du côté du membre oscillant. . .	38
1.23	Évolution de la dépense énergétique de la marche en fonction de la vitesse de déplacement.	40
1.24	Deux théories de modélisation de la marche.	42

1.25	Trajet du faisceau pyramidal.	45
1.26	Signe de Babinski.	46
1.27	Représentation schématique de l'arc réflexe myotatique.	47
1.28	Durées des phases du cycle de la marche hémiplegique.	50
1.29	Exemples de liaisons mécaniques modélisant les articulations du corps humain.	54
1.30	Modélisation du corps humain et plans anatomiques.	55
1.31	Principe de la simulation par cinématique directe et par cinématique inverse.	57
1.32	Principe de la simulation dynamique directe et inverse.	57
1.33	Principe de la simulation dynamique par contrôleur.	58
1.34	Modèle musculo-squelettique appliqué à la marche.	59
1.35	Schéma de synthèse.	61
2.1	Principe du passage des données brutes de la capture du mouvement aux données anatomiques.	64
2.2	Caméras de deux systèmes Vicon.	65
2.3	Des 34 marqueurs externes aux 19 nœuds anatomiques.	67
2.4	Formalisme de l'en-tête des fonctions de la librairie.	69
2.5	Arborisation d'une fonction complexe de la librairie Matlab.	69
2.6	Différences entre une méthode automatisée et deux méthodes visuelles dans la détermination des événements du cycle.	77
2.7	Illustration de l'algorithme de calcul de la vitesse instantanée du tapis roulant.	80
2.8	Vitesse du tapis roulant calculée versus vitesse mesurée pour un sujet marchant à $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$	82
2.9	Illustration des repères cartésiens utilisés pour analyser la marche sur tapis roulant.	86
2.10	Influence de la vitesse instantanée du tapis roulant sur les paramètres mécaniques de la marche.	94
2.11	Évolution de la force d'inertie d'entraînement et de l'erreur entre W_{V_i} et W_{V_v} lors d'un cycle de marche normale à vitesse moyenne.	96
3.1	Illustration du squelette numérique.	101
3.2	Repères global et locaux de la chaîne cinématique.	102
3.3	Infinité de solutions de la cinématique inverse.	105
3.4	Application de la résolution analytique au problème de cinématique inverse.	106
3.5	Illustration d'une méthode d'optimisation non linéaire sur l'adaptation d'une chaîne segmentaire.	107
3.6	Représentation de la solution sélectionnée par la tâche principale de la cinématique inverse.	111
3.7	Représentation de la solution finale influencée par la tâche secondaire.	112
3.8	Valeurs moyennes des butées articulaires des membres inférieurs de l'homme.	113
3.9	Illustration d'une fonction de coût associée au respect des butées articulaires.	114

4.1	De la capture du mouvement à la simulation.	119
4.2	Respect de la tâche principale imposée à la cinématique inverse.	121
4.3	Comparaison des angles du pelvis calculés et capturés pour SH1.	123
4.4	Comparaison des angles des hanches calculés et capturés pour SH1.	125
4.5	Comparaison des angles des genoux calculés et capturés pour SH1.	125
4.6	Visualisation d'une posture de la marche des sept sujets hémiplegiques.	126
4.7	Visualisation de la marche hémiplegique simulée de SH1 dans le plan sagittal. .	126

Liste des tableaux

1.1	Interprétation clinique de la vitesse de marche, de la longueur de la foulée et de la cadence.	29
1.2	Comparaison de la consommation d'oxygène de la marche normale et de marches pathologiques.	41
1.3	Échelle d'Ashworth modifiée.	48
2.1	Marqueurs externes et repères anatomiques.	66
2.2	Caractéristiques anthropométriques et vitesse de confort sur sol de la population normale.	73
2.3	Caractéristiques anthropométriques et vitesse de confort sur sol de la population hémiplegique.	74
2.4	Évaluation du niveau de l'atteinte des sujets hémiplegiques.	75
2.5	Erreurs absolues dans la détermination des événements du cycle de marche entre la méthode automatisée et les méthodes visuelles.	77
2.6	Comparaison entre la vitesse instantanée du tapis calculée par l'algorithme et celle mesurée directement sur le tapis.	82
2.7	Variations de la vitesse du tapis pour la marche normale et hémiplegique. . . .	93
2.8	Influence de la vitesse instantanée du tapis sur la puissance mécanique.	93
2.9	Influence de la vitesse instantanée du tapis sur le travail mécanique.	93
2.10	Influence de la vitesse instantanée du tapis sur le pseudo-travail mécanique. . .	94
4.1	Erreurs RMS entre les poulaines calculées et celles capturées.	121
4.2	Comparaison des angles calculés par cinématique inverse à ceux capturés. . . .	122
4.3	Comparaison des trajectoires cartésiennes des articulations de la chaîne segmentaire à gauche calculées par cinématique inverse et de celles capturées.	124
4.4	Comparaison des trajectoires cartésiennes des articulations de la chaîne segmentaire à droite calculées par cinématique inverse et de celles capturées.	124
4.5	Pseudo-travail mécanique de la marche hémiplegique de SH1 lors de tests d'hypothèses de rééducation.	128
4.6	Valeurs propres des vecteurs définissant les plans de covariance de la marche des sujets hémiplegiques.	132

Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique

La marche est pour l'homme son mode de locomotion le plus usuel. Pour un sujet sain, il s'agit d'une action simple qu'il exécute sans être obligé d'y penser. Cependant, la survenue d'une pathologie peut venir la perturber et augmenter son coût énergétique. L'autonomie diminue, ce qui risque de rendre dépendant l'individu dans ses activités quotidiennes. Afin de lutter contre, la rééducation de la marche doit prendre en compte les causes de ses perturbations. Or, il est difficile d'isoler le rôle de chacun des paramètres interdépendants qui composent la marche. L'objectif de ces travaux est donc de proposer une boucle complète allant de l'analyse à la simulation de la marche pathologique en passant par sa modélisation. L'intérêt est de disposer d'un outil capable de déterminer les facteurs discriminants de l'altération de la marche. Premièrement, le développement de nouveaux outils génériques d'analyse nous aide à mieux comprendre le mouvement étudié et ceci uniquement à partir de données cinématiques, en particulier acquises lors d'une marche sur tapis roulant. La deuxième étape se focalise sur la modélisation d'une marche particulière, celle des sujets hémiplegiques. La cinématique inverse permet de définir une tâche principale liée au mouvement ainsi qu'une tâche secondaire capable de tenir compte de la pathologie du sujet. Finalement, la marche hémiplegique est reproduite grâce à la méthode de simulation choisie. L'approche se base sur des entrées simples à acquérir et permet de tester des hypothèses de rééducation à travers le travail mécanique. La finalité de ce travail est donc de fournir aux thérapeutes un outil simple d'évaluation des hypothèses de rééducation de la marche à partir de son coût énergétique.

Mots clés : tapis roulant, travail mécanique, cinématique inverse, linéarisation locale, test d'hypothèse de rééducation, hémiplegie.

Analysis, Modelling and Simulation of Pathological Gait

Walking is the most common way of locomotion for human being. A healthy subject walks without thinking about it, as a simple action. However, a pathology can disturb it and consequently rises its energetic cost. The self-sufficiency decreases and can harm daily activities. Gait rehabilitation must take into account the disturbances' origin. Yet it is not so easy to isolate each interdependant parameters' role which compose gait. This work points to suggest an overall view, from analysis to pathological gait simulation via modelling. The study relevance is to dispose of a tool which may determine the discriminants factors of gait alteration. Firstly, development of new generic analysis tool helps us to understand the studied movement, from kinematics data only, in particular when subject is walking on a treadmill. Secondly, the study focuses on modelling the peculiar hemiplegic gait. A main task, related to movement, and a secondary task, related to patient's pathology, can be specified by inverse kinematics. Finally, hemiplegic gait is duplicated by way of chosen simulation method. The approach ground depends on easy acquired inputs and enables to test rehabilitation hypothesis via mechanical work. This study aims to provide an easy evaluation tool for gait rehabilitation hypothesis based on its energetic cost computation.

Keywords : treadmill, mechanical work, inverse kinematics, local linearization, rehabilitation hypothesis test, hemiplegia.