

numéro d'ordre :

THESE

Pour l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de Poitiers

Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées
(Diplôme national - Arrêté du 7 août 2006)

Ecole doctorale Sciences et Ingénierie en Matériaux, Mécanique, Energétique &
Aéronautique
Secteur de Recherche : **Biomécanique et Bio-ingénierie**

Présentée par :
Chris HAYOT

Analyse biomécanique 3D de la marche humaine : Comparaison des modèles mécaniques

Directeur de thèse : Patrick Lacouture
Co-directeur de thèse : Sophie Sakka

Soutenue le 3 décembre 2010 devant la commission d'examen

Jury

P. Gorce	Professeur	Université du Sud Toulon-Var	Rapporteur
P. Moretto	Professeur	Université de Toulouse	Rapporteur
F. Barbier	Professeur	Université de Valenciennes	Examinateur
M. Cid	Professeur	Université de Bordeaux	Examinateur
P. Lacouture	Professeur	Université de Poitiers	Examinateur
S. Sakka	Maître de conférences	Université de Poitiers	Examinateur

Remerciements

Je tiens à remercier la Région Martinique de m'avoir accordé sa confiance et donné les moyens de concrétiser ce travail de thèse. Aussi, mes remerciements vont à l'ensemble des élus et personnels qui ont œuvré directement ou indirectement à cette réussite. J'associe à ces remerciements le Conseil Général de la Martinique pour son soutien depuis de nombreuses années.

Je tiens à remercier chaleureusement mon directeur de thèse, Patrick LACOUTURE, pour la qualité de son encadrement, la pertinence de sa réflexion scientifique, mais également pour sa disponibilité, son sens de la pédagogie, son dynamisme permanent et ses qualités humaines. J'associe à ces remerciements Sophie SAKKA dont les compétences et l'enthousiasme m'ont beaucoup aidé dans ce travail.

Je tiens également à exprimer mes plus vifs remerciements aux membres de mon jury : Messieurs Philippe GORCE et Pierre MORETTO de m'avoir fait l'honneur de rapporter ce travail de thèse, et Messieurs Franck BARBIER et Mariano CID d'avoir accepté de faire partie de mon jury.

Mes remerciements vont également à l'ensemble des membres de l'équipe ROBIOSS de l'Institut Pprime, et en particulier à tous les anciens de l'équipe du 'Mécanique du Geste Sportif', pour tous les moments de bonne humeur et ceux plus difficiles que nous avons partagés sur et en dehors du terrain. Je tiens notamment à remercier Khalil, Tony et Vincent pour avoir toujours répondu avec gentillesse, patience et curiosité à mes fréquentes sollicitations ainsi que pour toutes les solutions qu'ils m'ont aidé à trouver. Je remercie également

Ines et Matthieu pour leur aide dans la mise en place des différentes expérimentations, mais également pour leurs encouragements et leurs précieux conseils.

Merci à toute ma famille, mes parents et au CBR[®]. Vous m'avez toujours soutenu. Enfin, je te remercie Noémie pour ta compréhension, ton soutien permanent et tes nombreuses tentatives, même sans suite, de contribution scientifique à ce travail... Cette réussite est aussi la tienne.

Table des matières

Remerciements	3
Table des matières	5
Liste des Figures	10
Notations	18
Introduction générale	25
I Etat de l’art	29
1 La marche humaine	31
1.1 Définition	31
1.2 Historique de l’analyse de la marche	31
1.3 Terminologies utilisées pour l’analyse de la marche	33
1.3.1 Plans anatomiques	33
1.3.2 Le cycle de marche	34
1.4 L’étude de la marche dite normale	38
2 Modèles mécaniques simplifiés	41
2.1 Modèle pendule inversé	42
2.2 Modèle <i>compass gait</i>	43
2.3 Déterminants de la marche	44
2.3.1 1 ^{er} déterminant : la rotation du bassin	44
2.3.2 2 ^e déterminant : l’obliquité du bassin	45
2.3.3 3 ^e déterminant : la flexion du genou en appui	45
2.3.4 4 ^e et 5 ^e déterminants : l’action coordonnée du pied et de la cheville	46
2.3.5 6 ^e déterminant : le déplacement latéral du bassin	47
2.4 Modèles balistiques et modèles de marche dynamique	48

2.4.1	Modèles balistiques	48
2.4.2	Modèles de marche dynamique dite passive	50
2.4.3	Modèles de marche dynamique dite active	51
2.5	Limites des modèles mécaniques simplifiés	52
2.5.1	Discontinuité et simplification de la phase de double appui	52
2.5.2	Approximations cinématiques	52
2.5.3	Approximations dynamiques	53
2.5.4	Conservation d'énergie mécanique	53
2.5.5	Simplification musculosquelettique	54
3	Modèles biomécaniques complexes	57
3.1	Modélisation segmentaire dynamique	57
3.2	Modélisation musculosquelettique	58
3.3	Limites des modèles biomécaniques complexes	59
3.3.1	Artéfacts dus aux mouvements de la peau	59
3.3.2	Localisation des centres articulaires	60
3.3.3	Modélisation inertielle du sujet	61
3.3.4	Redondance du système musculosquelettique	62
	Notre approche dans le contexte	67
II	Matériel et méthodes	71
4	Expérimentations	73
4.1	Population	73
4.2	Protocole expérimental	73
4.3	Acquisition des efforts de contact au sol	74
4.4	Modélisation cinématique des segments corporels	75
5	Traitements des données expérimentales	79
5.1	Traitement des signaux cinématographiques	79
5.1.1	Solidification des segments corporels	79
5.1.2	Filtrage des signaux de vitesse et d'accélération	83
5.2	Module de calcul	85
5.2.1	Formalisme matriciel	85
5.2.2	Calcul des angles articulaires	86
5.3	Localisation du centre fonctionnel de la hanche	87
5.4	Repères associés aux segments	90
5.4.1	Membres inférieurs	90
5.4.2	Tronc et tête	91
5.4.3	Membres supérieurs	92
5.5	Modélisation inertielle du sujet	94

5.6	Identification des instants de contact du pied au sol	96
III	Proposition de modèles mécaniques de la marche	99
6	Etude des déterminants de la marche	101
6.1	Introduction	101
6.2	Trajectoire dite <i>de référence</i> du centre de masse	105
6.3	Représentation matricielle du modèle <i>compass gait</i>	105
6.4	Contribution des déterminants de la marche sur la trajectoire du centre de masse	106
6.5	Influence des déterminants de la marche sur la force d'appui au sol	108
6.6	Statistiques	109
6.7	Résultats	110
6.8	Discussion et conclusions	116
7	Simulation de la trajectoire du centre de masse	119
7.1	Introduction	119
7.2	Modèle géométrique de Zijlstra	121
7.3	Modèle pendule inversé 3D étendu (EIP3D)	123
7.4	Statistiques	124
7.5	Résultats	126
7.6	Discussion et conclusions	131
	Conclusion de la troisième partie	135
IV	Analyse et formulations du coût <i>énergétique-mécanique</i> de la marche	139
8	Calcul énergétique au centre de masse	141
8.1	Introduction	141
8.2	Rappel sur les calculs énergétiques	144
8.2.1	Energie cinétique et énergie potentielle	144
8.2.2	Puissance et travail des forces externes	145
8.3	Coefficient de corrélation d'énergie instantanée	148
8.4	Résultats	150
8.5	Discussion et conclusions	154
9	Formulations du travail des forces internes	159
9.1	Introduction	159
9.2	Théorème de l'Energie Cinétique	161
9.2.1	Approche globale	162
9.2.2	Approche locale	163

9.3 Résultats	166
9.4 Discussion et conclusions	171
Conclusion de la quatrième partie	175
Conclusion générale et perspectives	183
Bibliographie	185
Annexes	203
Résumé	214

Table des figures

1.1	Chronophotographie de la marche (Marey [1884]).	33
1.2	Les trois plans de référence et six directions fondamentales du corps humain par rapport à la position anatomique (Whittle [2002]).	34
1.3	Mouvements autour des articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal (a) et dans les plans frontal et transverse (b). L'abduction et l'adduction apparaissent dans le plan frontal alors que les rotations interne et externe apparaissent dans le plan transverse (Whittle [2002]). . .	35
1.4	Représentation du cycle de marche d'après Viel (Viel [2000]).	37
1.5	Représentation du cycle de marche d'après Whittle (Whittle [2002]).	37
1.6	Trajectoire sinusoïdale du centre de masse au cours du cycle de marche (Saunders <i>et al.</i> [1953]).	39
1.7	Système de trois pivots (Perry [1992]).	40
2.1	Représentation de la trajectoire du centre de masse par un modèle pendule inversé à vitesses de marche lente et rapide (Cavagna <i>et al.</i> [1976]).	43
2.2	Modèle <i>compass gait</i> (Inman <i>et al.</i> [1981]).	44
2.3	4 ^e et 5 ^e déterminants de la marche : les mécanismes de pied et de genou. . .	47
2.4	Déterminants de la marche : la rotation du bassin (a), l'obliquité du bassin (b), la flexion du genou en appui (c) et le déplacement latéral du bassin (d). . .	48
2.5	Modèle balistique de la marche (Mochon et McMahon [1980]).	49
2.6	Modèle de marche dynamique dite passive (McGeer [1990a]).	50
2.7	Modèle de marche dynamique dite active (Kuo [2001]).	51
2.8	Variations d'énergie lors d'une oscillation d'un pendule idéal. Le pendule oscille d'un point A à un point C. L'énergie cinétique du pendule atteint une valeur maximale au point B, alors que l'énergie potentielle est minimale. Celle-ci atteint son extremum à la hauteur la plus élevée atteinte par le pendule, les points A et C. La somme des énergie cinétique et potentielle est constante, et les valeurs absolues maximales atteintes par ces formes d'énergie sont égales. Les variations d'énergie cinétique et potentielle sont exactement en opposition de phase (d'après Zatsiorsky [2002]).	55

3.1	Déformations du triangle formé par les marqueurs cutanés (Chèze <i>et al.</i> [1995]).	60
4.1	Liste des marqueurs utilisés pour notre modélisation cinématique.	76
4.2	Positionnement des 54 marqueurs cutanés sur l'ensemble des segments corporels du sujet.	77
5.1	Distances (en mètres) entre le marqueur du grand trochanter et celui du condyle fémoral externe avant (trait bleu) et après (trait rouge) la procédure de solidification pour un essai de marche à 1,86 m.s ⁻¹	81
5.2	Positions des marqueurs cutanés avant (croix rouges) et après (cercles bleus) la procédure de solidification.	82
5.3	Données brutes (en bleu) et filtrées (en rouge) d'accélération verticale du marqueur fixé sur le 1 ^{er} métatarse droit. Le fréquence de coupure du filtre passe-bas de type <i>Butterworth</i> a été définie à partir du périodogramme des données brutes.	83
5.4	Périodogramme en décibel de l'accélération verticale du marqueur fixé sur le 1 ^{er} métatarse droit pour un essai de marche à 1,86 m.s ⁻¹ . La fréquence de coupure minimale (trait rouge) est basée sur la moyenne (trait noir) plus deux écart-types (95% de la puissance spectrale) de l'amplitude du signal du périodogramme.	85
5.5	Localisation du centre articulaire de la hanche par la méthode <i>SCoRE</i> . . .	88
5.6	Représentation des repères segmentaires liés aux solides de la chaîne articulée. Les axes vertical (rouge), médio-latéral (vert) et antéropostérieur (bleu) pour chacun des repères segmentaires sont illustrés.	93
5.7	Ensemble des segments modélisés au cours de notre étude à partir des données fournies par le modèle inertiel de Zatsiorsky (Zatsiorsky et Seluyanov [1983]) : 3 segments pour le membre inférieur, 4 segments pour l'ensemble tronc-tête et 3 segments pour le membre supérieur.	95
5.8	Identification des instants de contact du pied au sol : attaque du talon au sol (<i>CI</i> et <i>CIC</i>) et décollage des orteils (<i>LO</i> et <i>LOC</i>).	96
6.1	Modèle pendule inversé en forme de balancier caractérisé par un pendule inversé classique, d'une longueur de jambe virtuelle et d'une surface de marche virtuelle. Ce modèle est utile pour déterminer les relations entre les nombreuses variables associées à la marche, incluant l'excursion verticale (h), la longueur de pas (Sl), la longueur géométrique de la jambe (L), le rayon du balancier (r), et la longueur de la jambe virtuelle (Lv) (Gard et Childress [2001]).	103
6.2	Modèles <i>compass gait</i> modifiés incluant les déterminants de la marche (Della Croce <i>et al.</i> [2001]).	103

- 6.3 Définition des 6 variables cinématiques représentant les déterminants de la marche : $P(t)$, $\alpha_1(t)$, $\alpha_2(t)$, $\beta_2(t)$, $\beta_3(t)$ et $\psi_3(t)$. \mathcal{R}_0 représente le repère global. 107
- 6.4 Données cinématiques expérimentales typiques : flexion plantaire/dorsale de la cheville en appui (a), translation du centre de pression (b), flexion/extension du genou en appui (c), angle tibiofémoral (d), rotation du bassin (e) et obliquité du bassin (f). les courbes moyennes des angles articulaires sont illustrés pour une phase d'appui de la marche normale. Les corridors gris indiquent les écart-types et la ligne continue verticale signifie l'instant de décollage des orteils LO . Les données cinématiques ont été analysées du contact initial CI au contact initial controlatéral CIC . Le déplacement du centre de pression sous chaque pied d'appui a été représenté pour un cycle complet de marche à vitesse de marche confortable. 111
- 6.5 Comparaison entre les trajectoires verticales calculées du centre de masse : la trajectoire de référence (noir), la simulation par représentation *compass gait* (vert) et les trajectoires prédites en tenant compte de chacun des six déterminants + SD (corridors gris) : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB). La ligne verticale continue définit l'instant de lever des orteils TO . Les trajectoires ont été normalisées par rapport à la longueur de la jambe et exprimées en % de la phase d'appui. 112
- 6.6 Amplitudes moyennées des trajectoires du centre de masse pour différentes vitesses de marche, pour le modèle plurisegmentaire, le modèle *compass gait* et les contributions respectives des six déterminants de la marche : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB). Les droites représentent les lignes de régression par moindre carré. 113

6.7	Contributions respectives des déterminants de la marche sur la composante verticale de la force d'appui au sol : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB). L'évolution moyenne de chacun des patterns de force verticale d'appui au sol obtenues (a) est présentée pour une phase de simple appui à allure confortable. Les corridors en gris indiquent les écart-types. Les données de force tenant compte des déterminants sont comparées aux données de force verticale enregistrée par les plateformes de force (bleu) et celles calculées à partir de la trajectoire de référence du CM (rouge). Les données de force moyennées sont normalisées par rapport au poids du sujet. Les valeurs de force obtenues pour chacun des déterminants aux instants d'apparition du premier pic (b) et du deuxième pic (c) de la force verticale enregistrée par les plateformes de force sont illustrées à vitesse de marche lente, confortable et rapide. Les traits verticaux indiquent les écart-types.	115
7.1	Modèle pendulaire tridimensionnel de la marche proposé par Zijlstra (Zijlstra et Hof [1997]). La figure de gauche représente le modèle de déplacement vertical du pelvis. A droite, le modèle de contrôle des mouvements latéraux du CM est schématisé.	121
7.2	Représentation sagittale du déplacement vertical du CM au cours de la marche obtenu à partir des modèles de Zijlstra et EIP3D. S_s , S_d , ℓ_s et ℓ_d représentent respectivement le déplacement horizontal du CM et la longueur de la jambe du pendule au cours des phases de simple et double appui. . .	122
7.3	Trajectoires transversale et sagittale du CM calculées par le modèle pluri-segmentaire (traits continus, relation 6.1), le modèle de Zijlstra (tirets bleus, relation 7.6) et l'EIP3D (tirets rouges, relation 7.9). Les tirets verticaux représentent les instants de contact initial et de lever des orteils et les pointillés définissent le milieu de la phase de simple appui.	127
7.4	Trajectoire frontale du CM calculée par le modèle plurisegmentaire (traits continus, relation 6.1), le modèle de Zijlstra (traits bleus, relation 7.6) et l'EIP3D (tirets rouges, relation 7.9).	128
7.5	Erreurs RMS moyennées [m] des composantes de la trajectoire du CM calculées par les modèles de Zijlstra et EIP3D, à allure lente, confortable et rapide. Les valeurs des p données testant l'effet du modèle et la vitesse de marche sur les trois composantes de la trajectoire du CM ont été calculées. * indique une différence significative avec $p < 0,05$	128
7.6	Erreurs RMS moyennées [m] de la norme du vecteur position du CM calculées par les modèles de Zijlstra et EIP3D, à allure lente, confortable et rapide. Les valeurs des p données testant l'effet du modèle et la vitesse de marche sur la norme de la trajectoire du CM ont été calculées. * indique une différence significative avec $p < 0,05$	129

7.7	Comparaison des trajectoires latérale (a) et verticale (b) moyennes du CM prédites par les modèles de Zijlstra (cercles noirs) et EIP3D (carrés rouges) par rapport à la trajectoire de référence du CM pour un cycle de marche. Les données de déplacement vertical et latéral ont été adimensionnées par rapport à la longueur de la jambe des modèles.	129
7.8	Lignes de régression de l'amplitude crête à crête de déplacement latéral (a) et vertical (b) du CM prédite par les modèles de référence (cercles noirs), de <i>Zijlstra</i> (croix vertes) et EIP3D (carrés rouges) pour tous les sujets pour un cycle de marche complet. Les données de déplacement vertical et latéral ont été adimensionnées par rapport à la longueur des pendules.	130
8.1	Travaux musculaires positif (Pos), négatif (Neg) et net (NET) produits au cours des phases de freinage (1), de début d'appui (2), de fin d'appui (3) et de propulsion (4). La trajectoire du CM est illustrée afin d'évaluer sa configuration au cours de chacune des phases (d'après <i>Neptune et al. [2004b]</i>).	143
8.2	Variations moyennes d'énergie cinétique externe et d'énergie potentielle, et évolution moyenne de l'énergie mécanique externe calculées par le modèle plurisegmentaire, le modèle de Zijlstra, l'EIP3D et le <i>compass gait</i> à vitesse de marche lente, confortable et rapide. Les résultats ont été illustrées pour un cycle complet de marche. Les lignes continue verticales représentent successivement les instants de contact initial <i>CI</i> , de lever des orteils <i>LO</i> et de contact initial controlatéral <i>CIC</i>	151
8.3	Valeurs finales moyennes de travail externe réalisé respectivement au cours des phases de mise en charge, de milieu d'appui, de fin d'appui et de propulsion. Les calculs ont été réalisés pour chacun des modèles : plurisegmentaire, modèle de Zijlstra, EIP3D et <i>compass gait</i> à vitesse de marche lente, confortable et rapide.	151
8.4	Evolution moyenne du travail externe pour un cycle complet de marche, calculées par le modèle plurisegmentaire, le modèle de Zijlstra, l'EIP3D et le <i>compass gait</i> à vitesse de marche lente, confortable et rapide. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de contact initial <i>CI</i> , de lever des orteils <i>LO</i> et de contact initial controlatéral <i>CIC</i>	152
8.5	Valeurs finales moyennes du travail externe pour un cycle complet de marche, calculées par le modèle plurisegmentaire, le modèle de Zijlstra, l'EIP3D et le <i>compass gait</i> à vitesse de marche lente, confortable et rapide.	152
8.6	Coefficient de corrélation instantanée d'énergie calculé pour chacun des modèles à vitesse respectivement lente, confortable et rapide. Les données moyennées sont illustrées de l'instant de contact initial <i>CI</i> à l'instant de contact initial controlatéral <i>CIC</i> . La ligne continue verticale représente l'instant de lever des orteils <i>LO</i>	153

9.1	Variations moyennes d'énergie potentielle, et variations moyennes d'énergie cinétique externe et totale pour un cycle de marche à vitesses de marche lente, confortable et rapide. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de contact initial <i>CI</i> , de lever des orteils <i>LO</i> et de contact initial controlatéral <i>CIC</i>	166
9.2	Evolution au cours du cycle de marche des moments articulaires de flexion/extension (trait rouge), d'abduction/adduction (trait bleu) et de rotation interne/externe (trait vert) aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche. Pour chaque graphique le trait plein représente la valeur moyenne de la variable considérée et les corridors correspondants représentent les écart-types. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de contact initial <i>CI</i> , de lever des orteils <i>LO</i> et de contact initial controlatéral <i>CIC</i>	167
9.3	Evolution au cours du cycle de marche des puissances articulaires aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche. Pour chaque graphique le trait plein représente la valeur moyenne de la variable considérée et les corridors gris représentent les écart-types. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de lever des orteils <i>LO</i> , de contact initial <i>CI</i> et de lever des orteils controlatéral <i>CIC</i>	168
9.4	Valeurs finales moyennes de travail interne calculé respectivement au cours des phases de freinage, de début d'appui, de fin d'appui et de propulsion. Les calculs ont été réalisés à partir des approches W_{1a} , W_{2a} et W_{2b} et comparés aux valeurs finales du travail externe W_{ext} , à vitesses de marche lente, confortable et rapide.	169
9.5	Evolution moyenne du travail interne pour un cycle complet de marche, calculée à partir des approches W_{1a} , W_{2a} et W_{2b} comparées à l'évolution du travail externe W_{ext} à vitesses de marche lente, confortable et rapide. Les résultats sont illustrés pour un cycle complet de marche. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de contact initial <i>CI</i> , de lever des orteils <i>LO</i> et de contact initial controlatéral <i>CIC</i>	169
9.6	Valeurs finales moyennes de travail interne pour un cycle complet de marche, calculée à partir des approches W_{1a} , W_{2a} et W_{2b} comparées aux valeurs finales du travail externe W_{ext} à vitesses de marche lente, confortable et rapide.	170

Notations

Notations mécaniques

\mathcal{R}_0	le référentiel galiléen orthonormé $\mathcal{R}_0\{O, \mathbf{x}_0, \mathbf{y}_0, \mathbf{z}_0\}$	85
\mathcal{R}_i	le référentiel lié au $i^{\text{ème}}$ corps $\mathcal{R}_i\{P_i, \mathbf{x}_i, \mathbf{y}_i, \mathbf{z}_i\}$	85
$\mathbf{r}_{(O)}^P$	le vecteur \overrightarrow{OP} exprimé dans \mathcal{R}_0	85
$T^{i,j}$	la matrice de roto-translation de \mathcal{R}_j dans \mathcal{R}_i	85
$R^{i,j}$	la matrice de rotation de \mathcal{R}_j dans \mathcal{R}_i	85
$T_{mn}^{i,j}$	le coefficient ligne m colonne n de la matrice $T^{i,j}$	86
\mathbf{g}	le vecteur gravité	109
S_i	un solide rigide	85
m_i	la masse du solide S_i	94
M	la masse totale du système : $M = \sum_{i=1}^n m_i$	105
$\mathbf{r}_{(O_i)}^{c_i}$	le vecteur position du centre de masse de S_i exprimé dans \mathcal{R}_i	94
I^i	la matrice d'inertie calculée au point \mathbf{c}^i	95
K_{O_i}	la matrice d'inertie de Poinsot calculée en P_i	94
$J_{(i)}^i$	matrice regroupant les paramètres inertiels de S_i exprimé dans \mathcal{R}_i	94
$W^{i,j}$	la matrice des vitesses linéaires et angulaires de \mathcal{R}_j dans \mathcal{R}_i	165
$\Omega^{i,j}$	le taux de rotation du repère \mathcal{R}_j par rapport au repère \mathcal{R}_i	165

\mathbf{f}	la résultante des forces d'appui au sol	74
\mathbf{P}	la force de pesanteur appliqué au centre de masse du système	29
\mathbf{g}	l'accélération due à la gravité : $\mathbf{g} = [0 \ 0 \ g]^T$	109
K	l'énergie cinétique totale du système	146
K_{ext}	l'énergie cinétique externe du système	146
K_{int}	l'énergie cinétique interne du système	147
U	l'énergie potentielle du système	147
M_{ext}	l'énergie mécanique externe du système	147
P_{ext}	la puissance des forces externes appliquées au système	147
W_{ext}	le travail des forces externes appliquées au système	148
W_{eff}	le travail des forces <i>efficaces</i> appliquées au système	149
P_{int}	la puissance des forces internes appliquées au système	164
P_i	la puissance mécanique développée à l'articulation i	165
W_{int}	le travail des forces internes appliquées au système	163
$\Phi^{i,j}$	le torseur des forces intersegmentaires entre le segment i et le segment j	165
$M^{i,j}$	le moment des forces intersegmentaires entre le segment i et le segment j	165
$H^{i,j}$	le matrice d'accélération de \mathcal{R}_j dans \mathcal{R}_i	165
$A^{i,j}$	le matrice des forces et moments dynamiques du segment j dans \mathcal{R}_i ...	165
$\Phi_g^{0,i}$	la matrice exprimant l'action de la gravité sur S_i	165

Notations mathématiques

$\mathbb{1}_n$	la matrice identité $n \times n$	80
$\dot{\mathbf{r}}^{0,i}$	la dérivée par rapport au temps de $\mathbf{r}^{0,i}$	146
T^T	la transposée de la matrice T	89
T^{-1}	l'inverse de la matrice T	37
$\mathbf{u} \wedge \mathbf{v}$	le produit vectoriel des vecteurs \mathbf{u} et \mathbf{v}	165
$\ddot{T}^{0,i}$	la dérivée seconde par rapport au temps de $T^{0,i}$	165
$\text{tr}(A)$	la trace de la matrice A	95

Introduction générale

Parmi l'ensemble des travaux scientifiques ayant pour objet la locomotion humaine sous toutes ces formes, la marche est l'acte locomoteur qui suscite le plus d'intérêt. Il suffit d'activer les moteurs de recherche des revues scientifiques pour constater que cet engouement touche l'ensemble des champs scientifiques allant de la physiologie aux neurosciences, de la biomécanique à la robotique, sans oublier bien entendu les implications dans le domaine de la médecine physique. En effet, l'un des intérêts majeurs de ces études portant sur l'analyse de la marche humaine, au-delà de l'apport de connaissances nouvelles, est bien d'apporter des éléments de réponse quant au reconditionnement physique des personnes ayant subi un traumatisme d'origine diverse, ou encore au maintien en autonomie des personnes âgées. En effet, la marche est bien l'un des éléments fondateur des relations sociales, et sans cette possibilité de déplacement, l'individu, outre les difficultés qu'il éprouve pour assurer ses activités quotidiennes, s'enferme dans un isolement sociale aux conséquences dramatiques allant jusqu'à la chute pour les personnes les plus fragiles.

Dans ce contexte, la qualité des travaux scientifiques menés repose sur la pertinence des modèles utilisés pour étudier cet acte locomoteur. Chacune de ces approches peut présenter un intérêt dans un contexte particulier. L'approche biomécanique de la locomotion humaine n'échappe pas à cette démarche. Comment analyser la marche humaine, c'est-à-dire objectiver les mécanismes mis en jeu compte tenu de la complexité du fonctionnement de la personne humaine ? C'est l'un des rôles assigné à la modélisation ; *simplifier* une réalité complexe sans *dénaturer* cette réalité. Ce questionnement général a été l'un des éléments moteurs à l'étude que nous présentons dans cet écrit. La compréhension de la mécanique de la marche humaine passant par une modélisation plus ou moins complexe du marcheur est essentielle par exemple pour l'ingénieur qui conçoit des prothèses orthopédiques ou pour l'équipe clinique impliquée dans la réhabilitation de ce patient. Pour autant nous sommes en droit de nous interroger sur la pertinence scientifique de chacune des modélisations proposées par la communauté scientifique au regard de l'évolution des connaissances d'une part, et des outils d'investigation, d'autre part.

L'analyse classique de la marche se concentre en général sur les patterns d'activation musculaire, les amplitudes ou les couples articulaires. L'accès à ces informations n'est possible

qu'à partir de l'analyse du comportement du système plurisegmentaire dans son ensemble, en considérant les mouvements des segments (solides) corporels articulés entre eux. Ces approches sont détaillées par l'introduction de modèles musculosquelettiques très complexes tenant compte de la géométrie et de la dynamique d'activation musculaire. Aujourd'hui, des centres cliniques procèdent quotidiennement à des Analyses Quantifiées de la Marche (AQM) pour évaluer par exemple l'efficacité d'un traitement thérapeutique, à l'issue d'une intervention chirurgicale, en collectant les données quantifiées avant et après ce traitement. Cependant, la mise en place d'une telle expertise demande du temps, nécessite l'utilisation de matériel onéreux, et dépend largement de l'expérience de l'équipe en charge des expérimentations.

Aussi, des modèles mécaniques simplifiés de la marche se basant uniquement sur le déplacement du centre de masse global (ou d'un point anatomique du pelvis) de l'individu, sont proposés pour s'affranchir des contraintes liées à l'utilisation de modèles plurisegmentaires. Cette thématique de recherche est appuyée par l'importance prise par l'analyse cinématique et énergétique lié au comportement du centre de masse comme paramètre d'évaluation clinique de la marche, particulièrement dans la compréhension des mécanismes jouant un rôle dans le contrôle de l'équilibre. Elle est basée sur le postulat que les mouvements combinés des segments corporels au cours de la marche sont le résultat de l'interaction entre l'activité musculaire coordonnée par le système nerveux central, et les demandes mécaniques de l'activité locomotrice. Le déplacement du centre de masse, barycentre de l'ensemble du corps en mouvement, serait alors la conséquence des mouvements segmentaires et du coût énergétique qui y est associé. L'influence de mouvements segmentaires anormaux liés à des troubles nerveux ou musculosquelettiques influencent ce déplacement. Ce dernier constituerait alors un indicateur simple de la mécanique de la marche. Les modèles simplifiés sont capables de représenter cette mécanique à partir d'une faible quantité de paramètres. Nous errons que ces modèles peuvent mettre en évidence certains mécanismes de la marche d'un point de vue cinématique, cinétique ou énergétique. Néanmoins, ils se basent sur un nombre important d'hypothèses simplificatrices.

Pour répondre à cette problématique générale qui concerne le bien fondé de l'utilisation des

modèles mécaniques simplifiés, de leur pertinence face à une réalité plus ou moins complexe, nous avons entrepris de les comparer et d'évaluer leur impact sur les paramètres mécaniques déterminants de la marche ; La modélisation plurisegmentaire étant prise comme référence. Dans cette optique, le manuscrit est organisé de la manière suivante. Le chapitre 1 dresse un état de l'art dans le domaine de la marche normale, détaillant les principaux concepts et terminologies utilisés pour l'étude de celle-ci. Les modèles mécaniques simplifiés de la marche normale sont présentés dans le chapitre 2, ainsi que les approximations liées à leur représentation. Le chapitre 3 aborde les modèles biomécaniques appliqués au système plurisegmentaire et les problématiques qui y sont associées. Les chapitres 4 et 5 exposent les méthodologies et les expérimentations utilisées pour répondre aux interrogations établies précédemment.

Le chapitre 6 présente une analyse d'une approche globale de la marche : la théorie des déterminants de la marche. Les résultats et conclusions de ce chapitre font apparaître l'apport de certains paramètres cinématiques sur la trajectoire du centre de masse. Cela nous a conduits à proposer dans le chapitre 7 un modèle mécanique simplifié dans le but d'approcher la trajectoire dite *de référence* du centre de masse. Cette analyse cinématique est prolongée dans le chapitre 8 par une analyse énergétique de la marche lié au déplacement du centre de masse. Les résultats de notre simulateur ont été comparés, d'une part, à ceux obtenus par des modèles simplifiés capables de générer des cycles complets de marche et d'autre part, à l'analyse énergétique liée à la trajectoire dite *de référence* du centre de masse. Enfin, le chapitre 9 montre l'intérêt d'une modélisation plurisegmentaire de l'individu dans l'optique de quantifier précisément le coût *énergétique-mécanique* de la marche normale. Les différentes formulations énergétiques liées aux mouvements des segments corporels y sont présentées.

Une conclusion générale clôture ce manuscrit en précisant les perspectives que nous souhaitons donner à ce travail.

Première partie

Etat de l'art

Chapitre 1

La marche humaine

Sommaire

1.1 Définition	31
1.2 Historique de l'analyse de la marche	31
1.3 Terminologies utilisées pour l'analyse de la marche	33
1.3.1 Plans anatomiques	33
1.3.2 Le cycle de marche	34
1.4 L'étude de la marche dite normale	38

1.1 Définition

La marche humaine normale peut être définie comme un phénomène complexe qui implique la coordination de mouvements de rotations des segments corporels pour maintenir l'équilibre du corps pendant son déplacement vers l'avant (Perry [1992]). Elle s'acquiert (Inman *et al.* [1981]) à travers un processus d'apprentissage et les patterns caractéristiques de la marche dite normale prennent plusieurs années à se développer. Dans ce processus, un individu imprime des caractéristiques distinctives sur son pattern de marche avec implicitement la volonté de se déplacer de façon économique (Kuo [2001]).

1.2 Historique de l'analyse de la marche

L'analyse de la marche humaine a montré un intérêt régulier depuis les premières études descriptives, en passant par des méthodes de mesure de plus en plus complexes, jusqu'aux

analyses et modélisations mathématiques.

Les premières études de la marche apparaissent au cours de la Renaissance ; Leonard de Vinci, Galilée ainsi que Newton l'ont décrite de façon globale. En 1862, Borelli a estimé le centre de masse du corps humain, et décrit comment l'équilibre est maintenu au cours de la marche par un déplacement constant vers l'avant de l'appui au sol. Les frères Weber ont fourni la première description claire du cycle de marche en 1836. En appliquant les lois de la mécanique newtonienne au mouvement humain, ils ont réalisé des estimations précises de la cadence de marche et de l'oscillation *pendulaire* de la jambe d'un cadavre. Néanmoins, c'est grâce aux techniques photographiques introduites par Muybridge ([Muybridge \[1883\]](#)) et Marey ([Marey \[1884\]](#)) que les principales connaissances biomécaniques de la marche humaine ont été acquises. Outre l'invention de la chronophotographie (figure [1.1](#)), représentation connue sous le nom de diagramme bâton, Marey s'est intéressé aux trajectoires du centre de masse corporel et du centre de pression sous le pied d'appui. A l'aide de captures du mouvement réalisées par des caméras, Muybridge a lui étudié de la marche, la course et nombre d'autres activités. En 1885, Braune et Fischer ont utilisé une technique similaire à la chronophotographie en introduisant des bandes lumineuses sur les segments corporels au lieu de lanières blanches comme le préconisait Marey. Les photographies issues de ces expérimentations ont permis de déterminer les trajectoires, vitesses et accélérations tridimensionnelles des segments corporels. En connaissant les paramètres massiques et les accélérations des segments corporels, ils ont estimé les forces impliquées au cours du cycle de marche. En 1935, Bernstein s'est intéressé à la trajectoire des centres de masse des segments corporels. Des analyses approfondies se concentrant sur l'activité musculaire au cours du cycle de marche ont été réalisées par l'équipe de Inman dans les années 1940 et 1950 ([Inman et al. \[1981\]](#)). Ces travaux proposent une analyse mécanique de la marche en évaluant les forces de réaction au sol, l'effet de la gravité sur les segments corporels et les forces d'inertie. Saunders et al. ([Saunders et al. \[1953\]](#)) ont décrit les éventuels mécanismes utilisés par le corps humain pour minimiser la dépense énergétique au cours de la marche. D'autres études traitant de la consommation d'énergie et en particulier du transfert d'énergie entre les segments corporels au cours de la marche ont été publiées

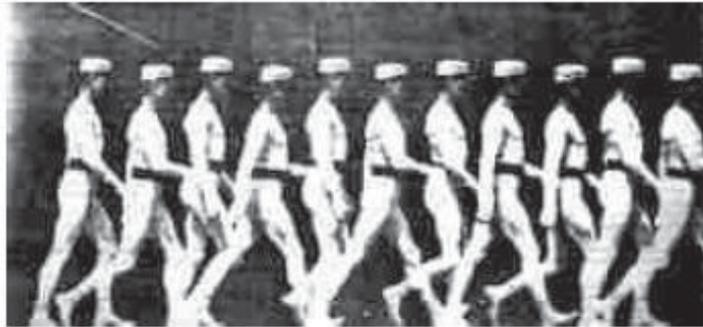


FIGURE 1.1 – Chronophotographie de la marche (Marey [1884]).

par Cavagna et Margaria (Cavagna et Margaria [1966]). Au cours des années 1970 et 1980, le développement des systèmes de capture du mouvement, basés sur l'électronique plutôt que sur la photographie, reliés à des plateformes de force ainsi qu'à des systèmes d'électromyographie a permis de disposer de données tridimensionnelles du mouvement nettement plus précises. L'accès à ces données cinématiques et cinétiques de la marche a favorisé le développement des modèles mathématiques de plus en plus complexes afin d'estimer les forces articulaires, musculaires et ligamentaires.

1.3 Terminologies utilisées pour l'analyse de la marche

1.3.1 Plans anatomiques

L'analyse de la mécanique de la marche humaine nécessite d'introduire certaines terminologies basiques d'anatomie. Le mouvement des segments corporels est décrit comme apparaissant dans trois plans de l'espace tridimensionnel qui sont référencés par rapport à la position anatomique de l'individu (figure 1.2). La position anatomique est la position dans laquelle un individu est debout, droit, les pieds parallèles, les bras de chaque côté du corps et les paumes de main dirigées vers l'avant. Le plan sagittal divise le corps en portions droite et gauche. Le plan frontal divise le corps en portions antérieure et postérieure. Le plan frontal est aussi connu comme le plan coronal. Le plan transverse divise le corps en portions supérieure et inférieure.

A l'intérieur d'un segment corporel, des positions anatomiques relatives sont décrites en

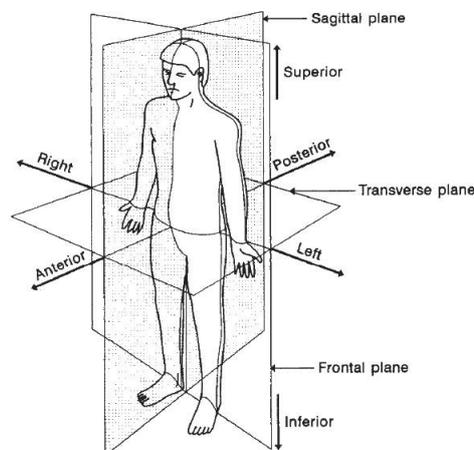


FIGURE 1.2 – Les trois plans de référence et six directions fondamentales du corps humain par rapport à la position anatomique (Whittle [2002]).

utilisant des termes spécifiques. La position médiale définit la position sur la ligne médiane du segment. La position latérale décrit une position en dehors de cette ligne. La position proximale représente la position anatomique la plus proche du point de référence en général, le centre de masse du sujet. La position distale définit la position la plus éloignée du point de référence. Les déplacements articulaires au cours de la marche peuvent être décrits en utilisant les définitions du mouvement dans les trois plans de référence. Les mouvements de la hanche, du genou et de la cheville dans les plans de référence sont illustrés sur la figure 1.3. Pour la hanche, et le genou, les déplacements dans le plan sagittal sont définis comme la flexion et l'extension. En ce qui concerne la cheville, les déplacements dans le plan sagittal sont définis comme la flexion dorsale (e.g. *dorsiflexion*) et la flexion plantaire (e.g. *plantarflexion*). Les mouvements dans le plan frontal sont l'abduction et l'adduction. Les mouvements susceptibles d'apparaître dans le plan transverse sont les rotations interne et externe.

1.3.2 Le cycle de marche

L'objectif premier de la marche humaine est de déplacer le centre de masse (CM) dans la direction de progression du mouvement. Le plan de progression est parallèle au plan sagittal. L'une des caractéristiques principales de la marche est qu'elle s'accomplit suivant

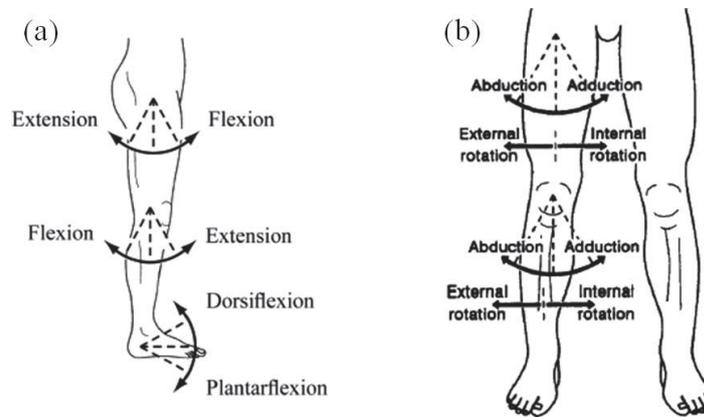


FIGURE 1.3 – Mouvements autour des articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal (a) et dans les plans frontal et transverse (b). L'abduction et l'adduction apparaissent dans le plan frontal alors que les rotations interne et externe apparaissent dans le plan transverse (Whittle [2002]).

un pattern de mouvements cycliques qui apparaît à chaque pas. Un cycle de marche découpé en diverses phases sert de référentiel de discussion à l'analyse de la marche humaine. Les résultats de ces analyses sont en général normalisés par rapport à la durée du cycle de marche et les différentes phases sont exprimées en pourcentage de celui-ci. La figure 1.4 illustre un cycle de marche. Celui-ci est composé d'une phase d'appui (environ 60% du cycle de marche) et d'oscillation (environ 40% du cycle) des membres inférieurs droit et gauche. Le cycle de marche peut également être découpé en phases de simple et double appui. La phase de simple appui (ou phase d'oscillation du membre controlatéral) est défini quand le pied est en contact avec le sol pendant que le pied du membre controlatéral oscille. Elle commence à l'instant de lever des orteils (*LO*) du pied oscillant et se termine à l'instant de contact initial (*CI*) du pied oscillant au sol. Lors de la phase de double appui, les deux pieds sont au sol pendant que l'ensemble du corps se déplace vers l'avant. Au cours du double appui, le poids du corps est transféré de la jambe arrière vers la jambe avant. Dans la littérature, il est courant de trouver un découpage plus fin (figure 1.5) du cycle de marche :

- La phase de freinage (0 à 10% du cycle de marche).

Elle débute à *CI* (0 à 2%) et se termine environ à *LO*. Au cours de la phase de freinage, le CM est transféré vers la jambe avant en appui au sol. Elle permet également d'absorber le choc dû au contact du pied au sol et de conserver la vitesse de marche tout en maintenant une certaine stabilité.

- La phase de début d'appui (10 à 30% du cycle de marche).

Il s'agit de la première moitié de la phase de simple appui, permettant au corps de se déplacer vers l'avant au dessus du membre inférieur en appui. Elle prend fin à l'instant où le CM atteint son apogée (e.g. *midstance*).

- La phase de fin d'appui (30 à 50% du cycle de marche).

C'est la deuxième moitié de la phase de simple appui, représentant le déplacement du corps vers l'avant jusqu'au contact initial du pied controlatéral (*CIC*) au sol.

- La phase de propulsion (50 à 60% du cycle de marche).

Cette phase correspond globalement à la deuxième phase de double appui. Son rôle est la propulsion du corps vers l'avant en transférant le CM du corps sur la jambe avant en appui.

- La phase de début d'oscillation (60 à 73% du cycle de marche).

Elle correspond au premier tiers de la phase oscillante et se termine à l'instant où le pied est placé latéralement au pied controlatéral en appui. Le rôle de cette phase et des deux suivantes permet au membre oscillant de se déplacer vers l'avant en évitant tout contact avec le sol.

- La phase de milieu d'oscillation (73 à 86% du cycle de marche).

Elle correspond au deuxième tiers de la phase oscillante et se termine à l'instant où le tibia est en position verticale.

- La phase de fin d'oscillation (86 à 100% du cycle de marche).

Elle correspond au troisième tiers de la phase oscillante.

La jambe qui réalise la fonction de support est appelé *jambe d'appui*. Lors de la phase de double appui, puisque les deux membres inférieurs sont en contact avec le sol, la jambe d'appui est la jambe avant puisque celle-ci réalise la fonction de support. La distance parcourue vers l'avant par le pied oscillant de *LO* à *CI* est définie comme *la longueur de*

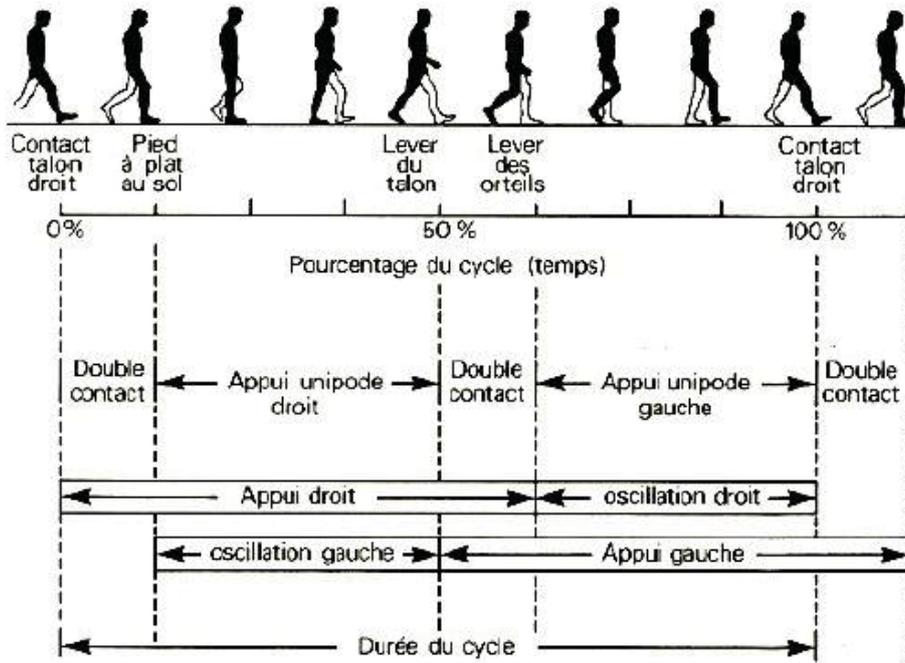


FIGURE 1.4 – Représentation du cycle de marche d’après Viel (Viel [2000]).

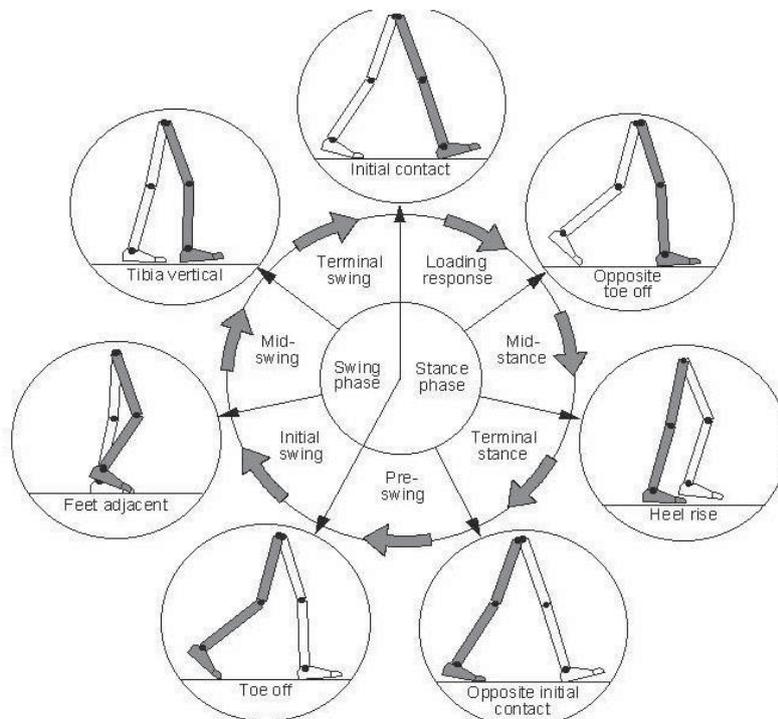


FIGURE 1.5 – Représentation du cycle de marche d’après Whittle (Whittle [2002]).

pas. La *cadence* est définie comme le nombre de pas par unité de temps (en $\text{pas}\cdot\text{min}^{-1}$). La *vitesse de marche* est la distance parcourue par unité de temps (en $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$).

1.4 L'étude de la marche dite normale

La marche dite normale a d'abord été décrite d'un point de vue global. Dans un premier temps, Inman (Inman *et al.* [1981]) a discuté de la translation du corps humain dans son ensemble dans l'espace tridimensionnel en décrivant la trajectoire du CM corporel. Il met en évidence que lors de la marche normale, le CM tend à rester à l'intérieur du bassin, bien que sa position relative ne soit pas fixe. A partir de cette caractéristique, il décrit la trajectoire du CM à partir de mesures réalisées sur le déplacement du bassin dans les trois plans de l'espace. Il conclue qu'au cours de la marche normale, le CM parcourt une trajectoire sinusoïdale lisse dans le plan de progression (figure 1.6). Le sommet de ces oscillations apparaîtrait environ au milieu de la phase de simple appui. Le CM atteindrait sa position la plus basse au milieu de la phase de double appui. Inman souligne que le CM se déplace latéralement dans le plan transverse, décrivant également une trajectoire sinusoïdale. Les valeurs maximales des oscillations latérales du CM apparaîtraient alternativement au cours des phases de début d'appui des membres inférieurs droit et gauche. Dans ce plan, la trajectoire est sinusoïdale à une fréquence de moitié moindre que celle de la trajectoire verticale du CM. Inman met en évidence que compte tenu de la nature sinusoïdale des trajectoires verticale et latérale du CM, dans le plan perpendiculaire à la progression de l'individu (i.e. plan frontal), la trajectoire du CM a la forme d'un "U".

Une description plus spécifique de la marche s'appuie sur les déplacements linéaires de chaque segment corporel et des déplacements angulaires des articulations d'un modèle plurisegmentaire plus complexe (Perry [1992]; Sutherland *et al.* [1980]). L'analyse et la compréhension des mouvements du système plurisegmentaire lors de la marche est possible en se basant sur les données anatomiques, cinématiques, cinétiques, dynamiques et énergétiques. L'étude des relations entre ces paramètres rend compte de l'évolution au cours de la

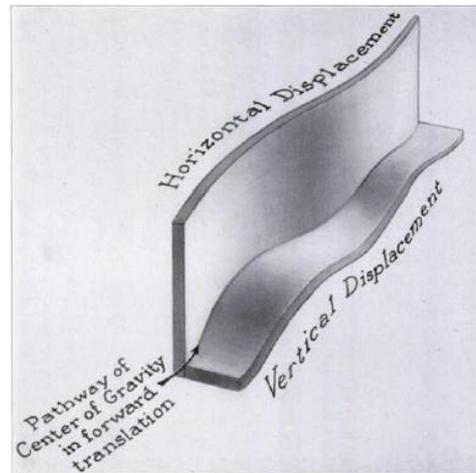


FIGURE 1.6 – Trajectoire sinusoïdale du centre de masse au cours du cycle de marche (Saunders *et al.* [1953]).

marche des positions des différents segments corporels, des angles de rotation, des moments et des puissances articulaires, de l'amplitude, de la direction et du point d'application du vecteur de force de réaction du sol ou de l'activité électrique des muscles concernés. Ces données peuvent alors être interprétées en tenant compte des cinq fonctions locomotrices relevées par Perry (Perry [1992]) : la propulsion, la progression, l'équilibre, l'absorption des chocs et la conservation d'énergie. L'ensemble de ces fonctions serait contrôlé par l'activité musculaire du système musculosquelettique. Les muscles permettraient de minimiser les contraintes subies par les segments corporels lors du contact initial du pied au sol. Ils assureraient également la fonction de frein au mouvement à l'aide, d'une part, de leurs caractéristiques mécaniques intrinsèques (i.e. viscoélasticité) et d'autre part, par leurs propriétés excentriques. L'activité des muscles extenseurs du membre inférieur en appui entrainerait l'accélération des segments et donc participerait à la propulsion du corps dans la direction de progression (Neptune *et al.* [2004a]). La progression en phase d'appui serait elle assurée par l'apparition successive des trois pivots au niveau du pied et de la cheville et par l'oscillation du membre inférieur controlatéral. Ces trois pivots s'effectuent autour du talon, de la cheville et de l'avant pied (figure 1.7).

Enfin, la fonction d'équilibre pendant la marche serait assurée de façon plus fine par

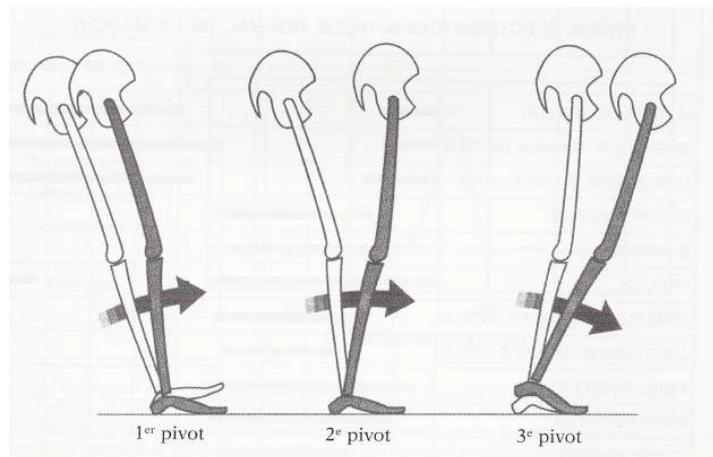


FIGURE 1.7 – Système de trois pivots (Perry [1992]).

l'activité synergique et isométrique de certains muscles des membres inférieurs. Néanmoins, compte tenu des spécificités musculaires liées à leur propriété mécanique intrinsèque (élasticité, propriétés contractiles,..) et à leur géométrie (pluri-articularité, ligne d'action, volume musculaire,..), le rôle du système musculosquelettique au cours de la marche prête encore actuellement à discussion.

Modèles mécaniques simplifiés

Sommaire

2.1	Modèle pendule inversé	42
2.2	Modèle <i>compass gait</i>	43
2.3	Déterminants de la marche	44
2.3.1	1 ^{er} déterminant : la rotation du bassin	44
2.3.2	2 ^e déterminant : l'obliquité du bassin	45
2.3.3	3 ^e déterminant : la flexion du genou en appui	45
2.3.4	4 ^e et 5 ^e déterminants : l'action coordonnée du pied et de la cheville	46
2.3.5	6 ^e déterminant : le déplacement latéral du bassin	47
2.4	Modèles balistiques et modèles de marche dynamique	48
2.4.1	Modèles balistiques	48
2.4.2	Modèles de marche dynamique dite passive	50
2.4.3	Modèles de marche dynamique dite active	51
2.5	Limites des modèles mécaniques simplifiés	52
2.5.1	Discontinuité et simplification de la phase de double appui	52
2.5.2	Approximations cinématiques	52
2.5.3	Approximations dynamiques	53
2.5.4	Conservation d'énergie mécanique	53
2.5.5	Simplification musculosquelettique	54

Une première approche pour comprendre le comportement de l'ensemble du système musculosquelettique au cours de la marche normale est de mettre en évidence les mécanismes basiques mis en oeuvre par ce système, en utilisant des modèles biomécaniques simples. L'avantage qu'offrent de tels modèles est qu'ils ne possèdent qu'une petite quantité de paramètres mécaniques à expertiser. Ce faible nombre de paramètres faciliterait alors la

compréhension des relations entre les causes et les effets. Pour cela, les modèles biomécaniques simples de la marche réduisent d’abord le modèle musculosquelettique en son CM ; puis la modélisation des effets produits par le système musculosquelettique à partir d’éléments mécaniques simples est utilisée pour simuler les mouvements du système au cours de la marche. Alexander ([Alexander et al. \[1995\]](#)) affirme que ces modèles peuvent fournir une indication sur les stratégies potentielles que le système neuromusculosquelettique pourrait utiliser pour exécuter la marche.

2.1 Modèle pendule inversé

Le modèle biomécanique le plus simple pour étudier la marche normale est le modèle pendule inversé. Ce modèle est constitué d’une tige rigide représentant la jambe du sujet et une masse ponctuelle égale à la masse corporelle totale du sujet ([Cavagna et al. \[1976\]](#); [Fenn \[1930\]](#)). Dans ce modèle, la masse décrit un arc de cercle au dessus de la jambe d’appui rigide au cours de la phase de simple appui ; le CM atteint alors son point le plus haut à *midstance* (figure 2.1). Cavagna et al. ([Cavagna et al. \[1976\]](#)) affirment alors que les variations d’énergie potentielle sont exactement à 180° en phase opposé des variations d’énergie cinétique externe calculées au CM. Par conséquent, à *midstance*, l’énergie potentielle atteint sa valeur maximale et l’énergie cinétique atteint sa valeur minimale. Les mêmes auteurs mettent en évidence que le pattern des variations d’énergie mécanique au CM est qualitativement similaire au pattern observé au cours de la marche humaine normale.

Le modèle pendule inversé est capable de prédire avec une précision raisonnable un nombre important d’observations expérimentales de la marche normale. Il a, en particulier, été utilisé pour (i) expliquer les variations observées sur les patterns de force de réaction du sol en fonction de la vitesse de marche ([Alexander et al. \[1995\]](#); [Alexander \[1992, 1991\]](#)), (ii) étudier la dépendance des mouvements verticaux du CM à la rigidité de la jambe au cours de la marche ([Lee et Farley \[1998\]](#)), (iii) simuler la durée de l’oscillation lors de la marche à vitesse normale ([Mochon et McMahon \[1980\]](#)) et (iv) étudier les mécanismes de

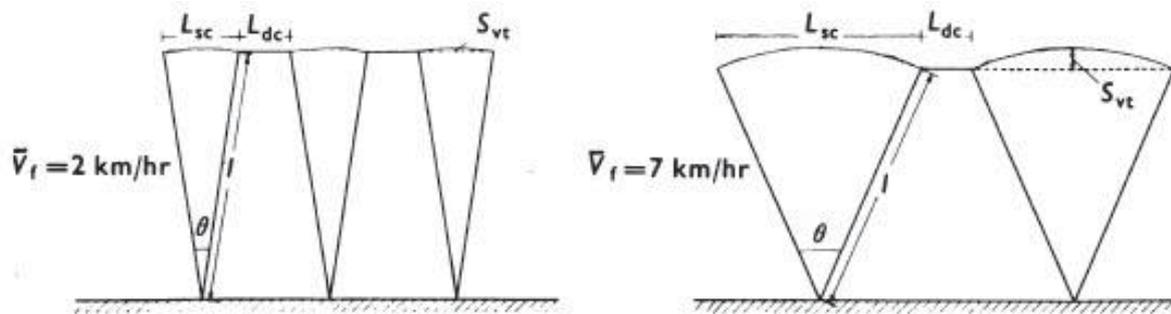


FIGURE 2.1 – Représentation de la trajectoire du centre de masse par un modèle pendule inversé à vitesses de marche lente et rapide (Cavagna *et al.* [1976]).

contrôle de la stabilité de la marche en l'absence de contrôle musculaire actif (Farley et Ferris [1998]; Garcia *et al.* [1998]; McGeer [1990a]).

2.2 Modèle *compass gait*

Le modèle *compass gait* permet de simuler la trajectoire du CM d'un système bipède dans lequel les membres inférieurs sont représentés par des leviers rigides sans articulations aux pieds, chevilles et genoux. Le système locomoteur est actionné en flexion et en extension par des articulations semblables à celles de la hanche. Le CM du système situé au milieu du segment reliant les articulations de la hanche parcourt une trajectoire sagittale semblable à une série d'arcs de cercle (figure 2.2). Le rayon de ces arcs correspond à la longueur constante des leviers représentant les membres inférieurs et, à chaque pas, la rotation angulaire à la hanche en flexion est égale à la rotation angulaire en extension. Le modèle suppose l'oscillation du membre inférieur controlatéral propulsant le corps vers l'avant ; le CM décrivant un arc circulaire autour du membre ipsilatéral en appui (Chow et Jacobson [1971]). A l'instar du modèle pendule inversé, à *midstance*, le CM corporel atteint son apogée à *midstance*. Le CM décrit ensuite une trajectoire verticale descendante sous l'action de la gravité. A l'instant de transition entre deux arcs successifs, caractérisant la phase de double appui, le membre controlatéral oscillant freine la chute et amorce un appui. Simultanément, en fin d'appui, le membre ipsilatéral entame sa phase d'oscillation. Cela aboutit à un second arc circulaire décrit par le CM avec des rôles échangés entre le membre

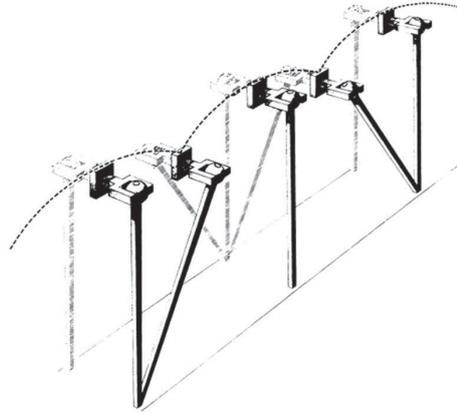


FIGURE 2.2 – Modèle *compass gait* (Inman *et al.* [1981]).

ipsilatéral et le membre controlatéral. Au final, le modèle double pendule inversé permet de générer une série de cycle de marche complet (Saunders *et al.* [1953]).

2.3 Déterminants de la marche

Proportionnellement à la morphologie du sujet et à la longueur du pas, le modèle *compass gait* surestime la trajectoire verticale du CM d'environ 7 à 10%, ce qui correspond approximativement au double de l'amplitude de déplacement vertical du CM au cours de la marche normale. Le coût énergétique d'une personne exécutant une marche en *compass gait* serait donc excessivement élevé. De plus, au point d'intersection de deux arcs de cercle successifs, le changement brusque de direction de l'accélération antéropostérieure du CM nécessiterait l'application d'une force de contact sur le sol d'une amplitude considérable. Pour cette raison, en considérant le modèle *compass gait*, l'introduction de chaque déterminant de la marche tels qu'ils sont considérés par Saunders et al. (Saunders *et al.* [1953]) permettent de se rapprocher de la trajectoire de référence du CM au cours de la marche normale.

2.3.1 1^{er} déterminant : la rotation du bassin

Au cours de la marche, le pelvis effectue alternativement à chaque articulation de la hanche une rotation interne et externe par rapport à l'axe vertical au cours de la phase

d'appui. L'amplitude de cette rotation est d'environ 4 degrés autour de l'axe vertical, ou un total d'environ 8 degrés, à vitesse de marche spontanément choisie par le sujet. La rotation du pelvis aplatirait légèrement l'arc de cercle décrit par le CM simulé par le double pendule inversé en élevant les extrémités de cet arc de cercle. Par conséquent, les angles d'inflexion à l'intersection entre deux arcs successifs seraient alors lissés et élevés par rapport au sommet de l'arc de cercle décrit par le CM (figure 2.4). De cette façon, le coût énergétique de la marche s'en trouverait grandement réduit. La perte d'énergie potentielle serait plus progressive, et la force nécessaire à rediriger le CM à l'instant de transition entre deux arcs de cercle successifs serait moins importante. La flexion et l'extension à la hanche seraient réduites, et l'énergie nécessaire à l'oscillation du membre controlatéral serait conservée (Saunders *et al.* [1953]).

2.3.2 2^e déterminant : l'obliquité du bassin

Au cours de la phase d'appui de la marche et dans le plan frontal le pelvis s'incline vers le bas du côté du membre oscillant. Cette rotation alternée autour de l'axe antéropostérieur est en moyenne de 5 degrés. Elle apparaît à l'articulation de la hanche produisant une relative adduction du membre inférieur en appui équivalente à une relative abduction du membre oscillant. Comme l'obliquité du pelvis apparaît pendant le transfert de poids de corps au dessus du membre en appui, la trajectoire du CM serait abaissée. Donc, le sommet de l'arc de cercle baisserait et aplatirait davantage la trajectoire verticale du CM. La dépense énergétique serait réduite en diminuant le déplacement vertical du CM de moitié. De plus, une quantité plus importante d'énergie serait conservée en réduisant encore l'inflexion des arcs de cercle aux instants de transition (figure 2.4) (Saunders *et al.* [1953]).

2.3.3 3^e déterminant : la flexion du genou en appui

Une des caractéristiques de la marche est le transfert du poids de corps sur le membre inférieur en appui pendant que le genou fléchit. La jambe débute sa phase d'appui à l'instant de contact de talon au sol avec le genou en totale extension. Le genou subit ensuite une flexion jusqu'à ce que le pied soit à plat sur le sol. L'amplitude moyenne de cette flexion

est de 15 degrés. Juste avant *midstance*, le genou subit une fois de plus une extension qui est immédiatement suivie d'une flexion finale. Cette flexion commence simultanément avec l'élévation du talon. La phase de d'appui est alors définie comme une phase de double blocage du genou, puisque le genou est bloqué une première fois en extension, débloqué par une flexion, et encore bloqué en extension précédant sa flexion finale. L'altitude maximale décrite du CM serait moins importante, réduisant de manière significative la dépense d'énergie mécanique (figure 2.4).

Les trois premiers déterminants de la marche agiraient alors en coordination dans l'aplatissement de l'arc de cercle à travers lequel le CM corporel se déplace vers l'avant au cours de la marche (Saunders *et al.* [1953]).

2.3.4 4^e et 5^e déterminants : l'action coordonnée du pied et de la cheville

Saunders *et al.* (Saunders *et al.* [1953]) considèrent que les 4^e et 5^e déterminants de la marche permettent de lisser la trajectoire sagittale du CM aux points d'intersection des arcs de cercle. Ils estiment que les relations phasiques entre la rotation du pied et celle du genou autour de l'axe transverse montrent que leurs mouvements sont intimement liés. Ils distinguent deux intersections d'arcs de rotation au pied au cours de la phase d'appui (figure 2.3). Le premier arc apparaîtrait au contact du talon sur le sol et serait décrit par la rotation du pied de centre défini à l'avant pied, aboutissant à l'élévation du talon. A l'instant de contact du talon sur le sol, le pied est en flexion plantaire et le genou en extension totale. La jambe d'appui serait par conséquent à sa longueur maximale et le CM atteindrait son altitude la plus basse. La flexion plantaire consécutive du pied, associée à l'initiation de la flexion du genou, maintiendrait le CM approximativement à la même hauteur, aplatissant et lissant donc la trajectoire en début de phase d'appui. La trajectoire serait également aplatie et lissée par la deuxième flexion du genou associée à l'élévation du talon. Au final, les 4^e et 5^e déterminants de la marche permettraient d'oblitérer le changement de direction brutal de l'accélération du CM aux instants de transition entre deux pas consécutifs, réduisant par conséquent le coût énergétique de la marche à ces

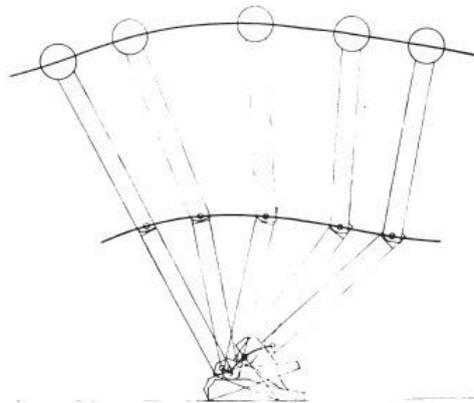


FIGURE 2.3 – 4^e et 5^e déterminants de la marche : les mécanismes de pied et de genou.

instants (Saunders *et al.* [1953]).

2.3.5 6^e déterminant : le déplacement latéral du bassin

Le CM corporel est déplacé latéralement au dessus de chaque membre en appui au cours du cycle de marche complet. Cette trajectoire sinusoïdale du CM dans le plan transverse serait, selon Saunders et al. (Saunders *et al.* [1953]), une conséquence du déplacement médio-latéral du pelvis associée à une relative adduction de la hanche. D'après ces mêmes auteurs, si les membres inférieurs étaient parallèles l'un par rapport à l'autre, l'amplitude de déplacement latéral du CM correspondrait à la moitié de la distance séparant les axes des articulations de la hanche, soit environ 5 cm. Un déplacement latéral excessif serait corrigé par l'existence de l'angle tibiofémoral (i.e. valgus du genou) qui en relation avec l'adduction relative de la hanche, réduirait le déplacement d'environ 4,5 cm. La déviation du CM serait alors presque symétrique à la fois dans les plans horizontal et vertical (figure 2.4).

L'ensemble de ces déviations du CM contribuerait à définir sa trajectoire dans les plans de progression de la marche en favorisant la fluidité de la marche, puisque toute forme d'inflexions disparaîtrait progressivement, aboutissant à une trajectoire sagittale et transverse du CM parfaitement sinusoïdale au cours de la marche (Saunders *et al.* [1953]).

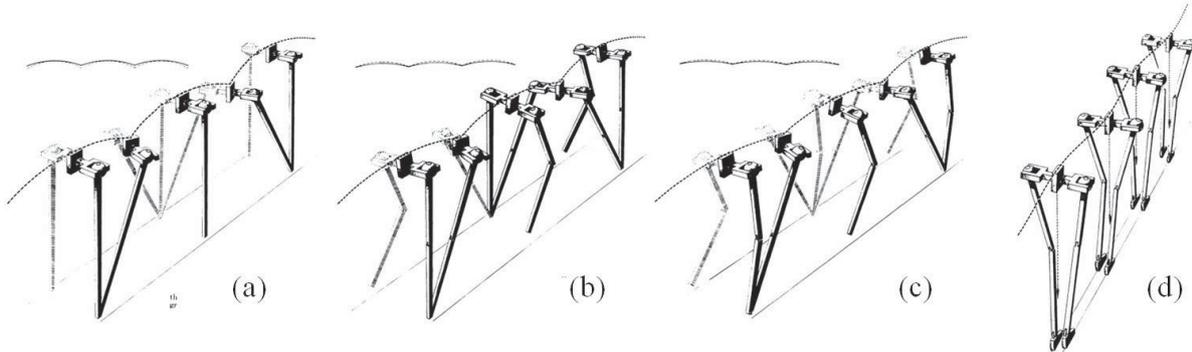


FIGURE 2.4 – Déterminants de la marche : la rotation du bassin (a), l’obliquité du bassin (b), la flexion du genou en appui (c) et le déplacement latéral du bassin (d).

2.4 Modèles balistiques et modèles de marche dynamique

Les modèles balistiques et les modèles de marche dynamique représentent des extensions des modèles pendule inversé et *compass gait* cités dans les paragraphes précédents. Ils se différencient de ces modèles par la possibilité d’effectuer, à travers des modèles mathématiques simples, des simulations dynamiques de marche qui peuvent être testés expérimentalement sur des machines. En effet, ces modèles ont été initialement développés dans le but de simuler la marche humaine normale par des robots bipèdes (Collins et Ruina [2006]; McGeer [1990a]), sans s’intéresser aux commandes musculaires et articulaires, ni considération pour le comportement empirique de l’humain. Ces modèles se distinguent par leur capacité à générer des marches périodiques complètes soit en tirant parti de l’action de la gravité, soit par l’intermédiaire de forces d’actionnement (hanche et/ou genou) ou propulsives (pied d’appui).

2.4.1 Modèles balistiques

En se basant sur un modèle mécanique de type *compass gait*, les modèles balistiques renvoient à l’analyse de la phase d’oscillation du cycle de marche. Mochon et Mc Mahon (Mochon et McMahan [1980]) ont montré que le déplacement du corps vers l’avant lors de la phase d’oscillation peut être accomplie en l’absence d’une quelconque génération de

force musculaire et à partir uniquement d'un ensemble de conditions cinématiques (i.e. paramétrage de la vitesse de la jambe oscillante) à LO . A cet instant, leur modèle mathématique établit cet ensemble de conditions initiales pour à la fois générer l'appui au sol et l'oscillation de la jambe controlatérale (figure 2.5).

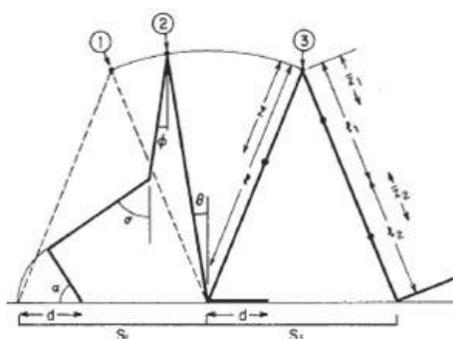


FIGURE 2.5 – Modèle balistique de la marche (Mochon et McMahon [1980]).

Au cours de la phase d'oscillation, le système se déplace uniquement sous l'influence de l'action de la gravité et la contrainte d'une variation d'énergie mécanique du système nulle. La phase d'oscillation se termine, à CI , dans des conditions cinématiques qui permettent de débiter directement un nouveau pas. L'hypothèse explicite d'une telle modélisation est que l'oscillation de la jambe peut être réalisée de façon analogue à celle d'un pendule simple (Grieve et Gear [1966]), supposant qu'aucun couple musculaire n'agit durant cette phase. Plusieurs études entretiennent cette hypothèse. Certaines d'entre elles (DeVita [1994]; Winter [1983]; Winter *et al.* [1990]) soulignent que les moments articulaires du membre oscillant sont faibles en comparaison des moments articulaires du membre en appui. D'autres études mettent en évidence que les enregistrements électromyographiques du membre oscillant sont également relativement faibles (Basmajian et De Luca [1985]; Crowninshield et Brand [1981]). L'étude de la marche normale par l'intermédiaire des modèles balistiques a permis en outre de prédire une quantité de paramètres de la marche tels que la durée de la phase d'oscillation (Holt *et al.* [1990]), la cinématique du membre oscillant (Mena *et al.* [1981]) et les contraintes nécessaires au décollage du pied en fonction de la vitesse de marche et de la longueur du pas (Mochon et McMahon [1980]).

2.4.2 Modèles de marche dynamique dite passive

Dans le cas des modèles dynamiques passifs, les paramètres dynamiques du modèle de type *compass gait* confèrent au système la possibilité de générer une marche stable et périodique sur une pente inclinée sans apport d'énergie externe (i.e. actionneurs) en dehors de l'énergie potentielle gravitationnelle (figure 2.6).

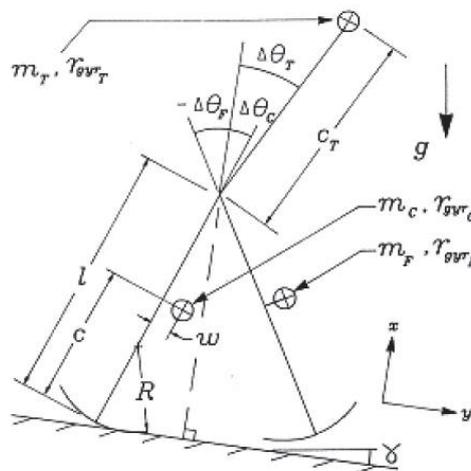


FIGURE 2.6 – Modèle de marche dynamique dite passive (McGeer [1990a]).

Dans ce type de modélisation, les caractéristiques de la marche (vitesse de marche, durée et longueur de pas) dépendent des propriétés géométriques et inertielles du système et de l'inclinaison de la pente. Ce système passif se comporte alors de façon similaire à celui d'un pendule simple puisque l'énergie perdue due au contact de l'extrémité de la jambe avec le sol est exactement compensée par un gain d'énergie à intervalles réguliers. En effet, pour ce type de système mécanique, le gain d'énergie cinétique due à la conversion d'énergie potentielle lors de la phase d'oscillation est absorbé par l'impact instantané à *CI*. Il y aurait en quelque sorte un mécanisme de feedback qui gouvernerait de type de système (Goswami *et al.* [1997]). A partir de systèmes dynamiques passifs, Mc Geer (McGeer [1990a]) suggèrent que les paramètres géométriques et inertiels du corps humain (longueurs segmentaires, distribution des masses) ont un effet tout aussi important sur l'existence et la qualité de la marche que les stratégies de contrôle de la marche.

2.4.3 Modèles de marche dynamique dite active

Les modèles de marche dynamique active incluent eux aussi des jambes d'appui et oscillante rigides actionnées par des couples actifs pour permettre une marche sur sol plat. Les premières études basées sur ce type de modélisation ont été contraintes à des déplacements planaires (Kuo [1999, 2001]). L'actionnement est réalisé sous la forme d'une impulsion dirigée le long de la jambe d'appui juste avant LO pour simuler l'activité musculaire des fléchisseurs plantaires au même instant. Le but est de minimiser l'énergie perdue par le système à l'impact au sol de l'extrémité inférieure de la jambe. L'énergie mécanique perdue serait réduite de 75% en appliquant cette impulsion immédiatement avant CI (Kuo [2002]). Un autre type d'actionnement peut être réalisé sous la forme d'un couple actionneur à la hanche sous la forme d'un ressort de raideur connue, relié aux jambes du système ou par des couples articulaires instantanées apparaissant en début et en fin de phase d'oscillation (figure 2.7).

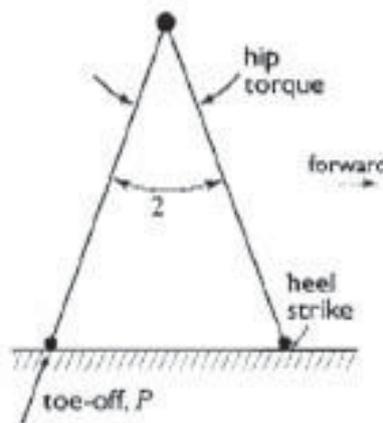


FIGURE 2.7 – Modèle de marche dynamique dite active (Kuo [2001]).

L'avantage de ce type d'actionnement est d'offrir la possibilité de régler la fréquence d'oscillation de la jambe. D'autres auteurs (van der Linde [1999]) ont montré qu'une marche cyclique stable sur sol plat peut être accomplie avec de simples contractions musculaires phasiques contrôlant le couple articulaire à la hanche. Kuo (Kuo [2001]) souligne que le

coût métabolique associé à l'impulsion au pied et au couple articulaire à la hanche peut parfaitement prédire la relation entre vitesse de marche et longueur de pas observée expérimentalement. En étendant ces modèles en trois dimensions, Kuo (Bauby et Kuo [2000]; Kuo [1999]) admet que si les modèles de marche dynamique active conservent leur stabilité dans le plan sagittal, ce n'est pas le cas dans le plan frontal. Il estime néanmoins que cette instabilité peut être contrôlée en feedback par le placement latéral du pied. Il en déduit que l'humain devrait davantage exploiter la dynamique passive des jambes dans le plan sagittal et probablement, fournir un contrôle musculaire plus important pour stabiliser le mouvement latéral du corps au cours de la marche.

2.5 Limites des modèles mécaniques simplifiés

2.5.1 Discontinuité et simplification de la phase de double appui

Le modèle pendule inversé ne simule la trajectoire du CM au cours de la marche uniquement lors de la phase de simple appui. La phase de double appui s'avère mécaniquement difficile à représenter puisque les jambes du système, toutes deux en appui, forment une chaîne cinématique fermée (Kuo [2007]). Par conséquent, l'utilisation des modèles de type pendule inversé est souvent réduite à l'analyse de la marche lors de la phase de simple support. Rappelons que la modélisation mécanique de type *compass gait* (Saunders et al. [1953]) représente le double appui comme l'instant de transition entre deux simples appuis successifs au moment du contact de l'extrémité de la jambe au sol (CI). Comme décrit au paragraphe 2.2, la trajectoire du CM dans le plan sagittal est alors une série d'arcs de cercle dont le rayon est égal à la longueur de la jambe du système. Dans ces deux cas, les approximations réalisées ne permettent pas de considérer la trajectoire approchée du CM lors du double appui comme réaliste d'un point de vue cinématique.

2.5.2 Approximations cinématiques

Dans les différents modèles mécaniques simplifiés de la marche, les membres inférieurs de l'individu sont représentés par des leviers rigides de masse nulle et de longueur constante

reliant le CM au CP du pied d'appui au sol. Le CP est alors considéré fixe dans le repère de référence, et la trajectoire du CM au cours de la phase d'appui se caractérise par un arc de cercle de rayon constant égal à la longueur de la jambe d'appui. La conséquence d'une telle modélisation est que la trajectoire verticale du CM est surestimée (7 à 10%). Comme le souligne Saunders (Saunders *et al.* [1953]), le coût *énergétique-mécanique* engendré par une marche modélisée par ce type de représentation mécanique serait excessivement élevé (paragraphe 2.3).

2.5.3 Approximations dynamiques

Plusieurs études (Pandy et Berme [1988, 1989]) révèlent que les modèles mécaniques simplifiés de la marche ne peuvent pas prédire précisément le pattern de force verticale de réaction au sol. Ils produiraient un pattern de force qui n'est pas corrélé avec les expérimentations effectuées sur des sujets. Alors que les données expérimentales issues de plateforme de forces, pour des marches à vitesse confortable, montrent deux pics de force verticale et un minimum atteint entre les deux ; les modèles mécaniques simplifiés ne prédisent qu'un pic de force à *midstance*, quand la jambe du système est perpendiculaire au sol. Pour améliorer la simulation de ce pattern de force verticale à partir de ces modèles, certains auteurs (Alexander [1992]; Pandy et Berme [1988, 1989]; Siegler *et al.* [1982]) représentent la jambe d'appui de façon plus réaliste par l'introduction, entre autres modifications, de la rotation du genou et de la cheville (Pandy et Berme [1988]; Siegler *et al.* [1982]). En outre, Pandy (Pandy [2003]) souligne que lorsqu'un individu fléchit le genou de façon exagéré, le pic de force vertical de réaction au sol diminuerait. Au contraire, des membres inférieurs plus rigides augmenteraient le taux de charge soit le pic de force verticale (Cook *et al.* [1997]).

2.5.4 Conservation d'énergie mécanique

Le terme *conservation d'énergie* désigne l'échange d'énergie mécanique entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle engendré par les mouvements pendulaires du système. La conservation d'énergie serait un phénomène fréquemment observé lors des mouvements seg-

mentaires du corps humain. Ce phénomène apparaîtrait souvent au cours de mouvements cycliques tels que la marche. Quand le CM se déplace vers le bas, une partie de son énergie potentielle est utilisée pour accélérer le CM suivant l'axe vertical et est transformée en énergie cinétique. A l'inverse, quand le CM accélère vers l'avant, l'énergie cinétique du CM peut être utilisée pour l'élever et fournir du travail contre l'action de gravité. Cependant, dans la réalité l'efficacité théorique de cette échange énergétique ne serait pas plus élevé que 60 % et varie en fonction de la longueur de pas (Minetti *et al.* [1995]) et de la vitesse de marche (Cavagna *et al.* [1976]). Pour évaluer la propension du corps humain à conserver l'énergie mécanique au cours de la marche, la modélisation de l'individu par des systèmes mécaniques simplifiés, considérés comme conservatifs, a depuis plusieurs années attirée la curiosité des chercheurs. Cette hypothèse se base sur l'idée que le levier du système pendulaire peut être considéré comme un pendule idéal (figure 2.8) dont les caractéristiques sont les suivantes (Zatsiorsky [2002]) :

- l'énergie mécanique du système, définie comme la somme d'énergies cinétique et potentielle, est constante au cours du cycle de marche,
- les variations d'énergies cinétique et potentielle au CM sont exactement en opposition de phase,
- le déplacement du CM est la conséquence des échanges réciproques entre l'énergie potentielle et l'énergie cinétique au CM.

Les propriétés conservatrices de l'énergie du modèle pendulaire ne nécessiteraient alors aucun travail musculaire. Cependant, la validation de cette hypothèse devrait être soumise à des expérimentations biomécaniques, puisque l'analogie entre la jambe du système, même rigide, et un pendule idéal paraît être une représentation très simplifiée. En effet, il semble peu réaliste que la jambe d'appui rigide du système se comporte passivement. Plutôt, elle agirait comme un pendule forcé, avec travail interne réalisé pour l'accélérer et la freiner.

2.5.5 Simplification musculosquelettique

Les modèles mécaniques simplifiés permettent d'analyser d'un nombre important d'idées sur les relations globales entre la taille et la masse corporelle, la raideur et la longueur de

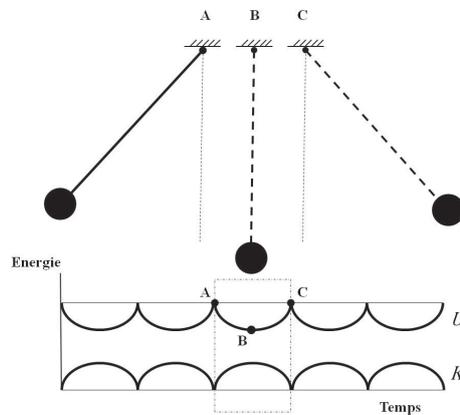


FIGURE 2.8 – Variations d'énergie lors d'une oscillation d'un pendule idéal. Le pendule oscille d'un point A à un point C. L'énergie cinétique du pendule atteint une valeur maximale au point B, alors que l'énergie potentielle est minimale. Celle-ci atteint son extremum à la hauteur la plus élevée atteinte par le pendule, les points A et C. La somme des énergie cinétique et potentielle est constante, et les valeurs absolues maximales atteintes par ces formes d'énergie sont égales. Les variations d'énergie cinétique et potentielle sont exactement en opposition de phase (d'après Zatsiorsky [2002]).

la jambe, la vitesse de marche, et la mécanique énergétique globale de la marche normale (Zajac *et al.* [2003]), mais ils restent cependant inadaptés pour comprendre les différentes synergies musculaires intervenant lors de la marche. Même si les modèles balistiques et dynamiques produisent des marches stables complètes, ils ne permettent pas d'étudier de nombreux détails importants de la marche. Par exemple, les modèles de marche dynamique active soulignent l'importance de la phase de propulsion du cycle de marche, pour autant, la façon dont les synergies musculaires contribuent à la propulsion ne peuvent être étudiées qu'à l'aide de modèles musculaires très détaillés (Fukunaga *et al.* [2001]; Neptune *et al.* [2004b]). Une autre limite importante est l'incapacité de ces modèles à comprendre la coordination musculaire lors du double appui en raison du nombre important de co-contractions musculaires lors de cette phase (Rab [1994]). Les études introduisant des muscles dans ce type de modélisation (Minetti *et Alexander* [1997]; van der Linde [1999]) ont permis de prédire la longueur de pas et la vitesse de transition marche-course, et de reproduire les forces de réaction au sol au cours du cycle entier de marche. Néanmoins, ces études sont soumises à des contraintes et ajustements importants (pattern de réaction du sol, rapport

durée d'oscillation/durée du simple appui). Une meilleure compréhension des différentes synergies musculaires nécessite une modélisation comportant assez de muscles pour représenter tous les groupes musculaires uni et biarticulaires actionneurs des membres inférieurs (Zajac *et al.* [2003]).

Chapitre 3

Modèles biomécaniques complexes

Sommaire

3.1	Modélisation segmentaire dynamique	57
3.2	Modélisation musculosquelettique	58
3.3	Limites des modèles biomécaniques complexes	59
3.3.1	Artéfacts dus aux mouvements de la peau	59
3.3.2	Localisation des centres articulaires	60
3.3.3	Modélisation inertielle du sujet	61
3.3.4	Redondance du système musculosquelettique	62

3.1 Modélisation segmentaire dynamique

Les modèles segmentaires dynamiques conduits par des couples articulaires (ou moments musculaires nets) permettent d’avoir une idée sur l’activité musculaire mise en jeu lors d’un mouvement. En effet, puisque les couples articulaires représentent la résultante des forces musculaires à chaque instant du mouvement, les modèles segmentaires dynamiques actionnés par ces couples donnent accès aux relations causales entre les forces musculaires et la cinématique segmentaire. En se basant sur ce type de modélisation, les contributions instantanées de chaque couple articulaire sur l’accélération des segments corporels, les efforts articulaires et les transferts d’énergie entre les segments corporels peuvent être évalués (Zajac [2002]).

Le calcul des couples articulaires nécessite, dans un premier temps, une modélisation de

l'individu en un système plurisegmentaire constitué par hypothèse de segments rigides de longueur constante. Ensuite, ce calcul est réalisé une procédure de dynamique inverse (Newton-Euler) appliquée au modèle nécessitant la mesure, en données d'entrée, des positions tridimensionnelles des marqueurs placés sur les segments corporels du sujet (données cinématiques) et des composantes tridimensionnelles des forces externes appliquées au corps de l'individu (données dynamométriques). Les paramètres inertiels personnalisés des segments corporels (masse segmentaire, position du CM segmentaire et tenseur d'inertie calculé au CM segmentaire) sont également implémentés dans la procédure de calcul. La résolution des équations de Newton-Euler de la procédure de dynamique inverse, traduisant l'équilibre dynamique de chaque segment corporel, permet ensuite de calculer les couples articulaires développés entre deux segments adjacents, de façon itérative : les couples articulaires calculés à l'articulation en amont du segment considéré sont utilisés pour le calcul des couples à l'articulation en aval. En se basant sur une modélisation segmentaire dynamique, Kepple et al. (Kepple *et al.* [1997]) a analysé les contributions instantanées des moments articulaires à la cheville, au genou et à la hanche sur l'accélération du tronc dans la direction de progression et celle de l'appui au cours de la marche. Il met en avant l'importance de la contribution des fléchisseurs plantaires de la cheville dans la progression du corps vers l'avant et l'appui vertical lors de la phase de fin d'appui. Ces conclusions sont confirmées par des études basées sur des modèles musculosquelettique de simulation de la marche (Neptune *et al.* [2001]), qui mettent également en avant le rôle joué par les muscles extenseurs uniarticulaires du genou et de la hanche.

3.2 Modélisation musculosquelettique

Le calcul des forces exercées par les muscles sur un système musculosquelettique nécessite de décomposer la résultante des actions mécaniques appliquée au centre articulaire en ses différentes contributions : les forces externes appliquées au segment, les forces et les tensions développées respectivement par les muscles et les ligaments croisant l'articulation considérée. En appliquant le principe fondamental de la dynamique au centre articulaire,

l'hypothèse selon laquelle les degrés de liberté des articulations sont sans frottement implique que les forces musculaires et tension ligamentaires sont les seuls paramètres biomécaniques aptes à équilibrer ou à mobiliser les degrés de liberté de l'articulation. En négligeant la participation de structures passives telles que les butées osseuses ou la peau, on peut alors estimer l'état de charge musculaire d'une articulation.

3.3 Limites des modèles biomécaniques complexes

Le calcul des couples articulaires est basé sur le principe fondamental de la dynamique et sur les mesures expérimentales. Néanmoins, comme le met en évidence un nombre important d'études biomécaniques, ce calcul peut être soumis à des imprécisions :

- le déplacement des marqueurs cutanés par rapport aux points anatomiques osseux,
- des difficultés à localiser les axes de rotation articulaire,
- l'imprécision dans l'estimation des paramètres inertiels des segments corporels.

3.3.1 Artéfacts dus aux mouvements de la peau

Les déplacements des marqueurs cutanés par rapport aux points anatomiques osseux entraînent des erreurs de position pouvant atteindre 50 mm pour le marqueur situé au niveau du grand trochanter (Karlsson et Lundberg [1994]). Cela implique que les dimensions d'un segment supposé indéformable varie au cours du mouvement. Outre l'ajout de marqueurs supplémentaires, des méthodes de correction des trajectoires ont été présentées dans la littérature scientifique. Des techniques de filtrage numérique et de lissage de la trajectoire des marqueurs permettent d'éliminer certaines de ces perturbations mais ne permettent pas d'éliminer les déplacements relatifs des marqueurs cutanés par rapport aux points anatomiques osseux. La raison est que la contraction musculaire est dépendante de la gestuelle et les mouvements de la peau créent ainsi un bruit systématique et non constant (Benkhemis [2006]). Puisque ce bruit est systématique, les techniques de filtrage et de lissage ne peuvent l'éliminer. D'autres auteurs ont tenté d'éliminer les mouvements relatifs des marqueurs cutanés en les fixant sur un support rigide attaché au segment corporel

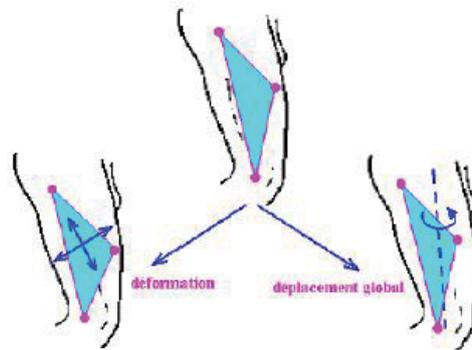


FIGURE 3.1 – Déformations du triangle formé par les marqueurs cutanés (Chèze *et al.* [1995]).

par le biais d'une bande élastique. L'utilisation de cette méthode expérimentale ne permet cependant pas de réduire les erreurs liées aux mouvements relatifs des masses molles, engendrant au contraire une amplification de l'erreur par l'augmentation de la distance entre les marqueurs et les points anatomiques osseux. Des procédures de solidification (Chèze *et al.* [1995]; Lu et O'connor [1999]; Soderkvist et Wedin [1993]; Veldpaus *et al.* [1988]) permettent d'estimer le mouvement du segment corporel solidifié présentant la meilleure compatibilité avec les trajectoires des marqueurs placés sur ce même segment. La rigidité des segments corporels de la chaîne cinématique au cours du mouvement représente la contrainte de la procédure d'optimisation. Des contraintes supplémentaires peuvent être prises en compte concernant le nombre de degrés de liberté par articulation, la direction des axes articulaires et la position des centres articulaires (Lu et O'connor [1999]).

3.3.2 Localisation des centres articulaires

Dans le but de calculer les couples articulaires par une procédure de dynamique inverse, la localisation précise des centres articulaires de la chaîne cinématique est une tâche essentielle (Holden et Stanhope [1998]; Stagni *et al.* [2000]). Une légère imprécision liée à la position d'un centre articulaire peut donner lieu à des erreurs importantes dans l'estimation des moments de force agissant sur le centre articulaire. Deux approches mathématiques sont abordées dans la littérature pour permettre la localisation des centres articulaires :

- L’approche prédictive permet d’obtenir la position du centre articulaire à partir des dimensions des segments corporels déterminées en fonction de la position des marqueurs cutanés. La position d’un centre articulaire peut alors être estimée par des régressions linéaires en fonction de ces dimensions.
- L’approche fonctionnelle est basée sur l’analyse cinématique des mouvements de rotation des segments corporels (flexion-extension, abduction-adduction, circumduction, rotation médiolatérale) autour de l’articulation considérée. Le point de pivot de la rotation articulaire est alors déterminé (Cappozzo [1984]). Notons d’une part que ces méthodes restent difficiles dans le cas de patients souffrants de difficultés motrices. D’autre part, compte tenu de l’imprécision de ces méthodes à partir des seules données cinématiques du geste étudié (marche, flexion-extension, ...) (Piazza *et al.* [2004]), des pré-tests sont recommandés.

3.3.3 Modélisation inertielle du sujet

Pour relier les forces au mouvement, il est nécessaire de connaître les propriétés inertielles des segments corporels : les masses, tenseurs d’inertie et position des CM. En dehors des techniques médicales de pointe coûteuses (scanner à rayon gamma, imagerie à résonance magnétique, densité spectrale,...), il existe une quantité importante de méthodes permettant d’estimer les paramètres inertiels segmentaires. Le choix d’une d’entre elles peut jouer un rôle important sur la précision du calcul des couples articulaires (Andrews *et Mish* [1996]; Kingma *et al.* [1996]; Silva *et Ambrosio* [2004]). Les modèles inertiels proportionnels s’appuient sur des études statistiques d’une population de sujets. Ils permettent d’établir des tables anthropométriques contenant des paramètres inertiels souvent fournis sous la forme de pourcentage et résultant de moyennes obtenues à partir d’équations de régression linéaire (Chandler *et al.* [1975]; Clauser *et al.* [1969]; Dempster [1955]; McConville *et al.* [1980]; Plagenhoef [1983]; Zatsiorsky *et Seluyanov* [1983]). Ces moyennes issues d’études faites sur des cadavres ou sur des individus sains doivent toutefois être considérées comme des approximations, puisque les paramètres inertiels segmentaires sont sensiblement différents d’un individu à l’autre. Les études tirées d’expérimentation réalisées sur les ca-

davres engendrent par exemple des erreurs de calcul de la dynamique articulaire lorsqu'elles sont appliquées à des sujets jeunes et sains (Durkin et Dowling [2003]). D'autres méthodes représentent les segments corporels de l'individu à partir de volumes géométriques (cylindres, cônes, sphères) à densité uniforme. La mesure ou le calcul des longueurs et circonférences des segments corporels du sujet permettent de calculer leur volume (Hanavan [1964]; Hatze [1980]; Jensen [1978]; Yeadon [1990]). En tenant compte de leur densité, il est ensuite possible d'accéder aux variables inertielles segmentaires. La modélisation inertielle des segments corporels par représentation géométrique présente également certaines limites puisque d'une part la densité d'un segment corporel varie avec l'âge du sujet. D'autre part, l'hypothèse mécanique d'indéformabilité des segments corporels implique que leurs propriétés inertielles sont considérées comme non affectées par le mouvement des masses molles (Leboeuf [2004]).

3.3.4 Redondance du système musculosquelettique

Le système musculosquelettique est hautement redondant. Le corps humain dispose en effet de beaucoup plus d'actionneurs qu'il n'en a réellement besoin. En moyenne, chaque degré de liberté est contrôlé par 2,6 muscles. Par conséquent, il y a une multitude de combinaisons d'efforts musculaires pour produire un même moment résultant à l'articulation considérée (Challis [1997]; Stokes et Gardner-Morse [1999, 2001]). Pour diminuer la redondance du système musculosquelettique, plusieurs méthodes ont émergé dans la littérature scientifique. Certains auteurs n'hésitent pas à réduire le nombre de forces musculaires inconnues agissant sur l'articulation pour obtenir un système d'équations statiquement déterminé (Komistek *et al.* [1998, 2005]; Lu et O'connor [1999]). Les forces musculaires prises en compte dans le modèle sont soit regroupées en groupe musculaire agoniste/antagoniste (Amarantini et Martin [2004]; Amarantini *et al.* [2010]) ou considérés actifs/non-actifs sur la base des enregistrements électromyographiques. Cependant, la simplification du problème ne permet pas d'estimer les efforts musculaires individualisés, ni la coactivation des muscles antagonistes. Cette méthode peut également engendrer des résultats improbables (Sancho-Bru *et al.* [2001]; Valero-Cuevas *et al.* [1998]).

L'activité électrique des muscles, mesurée par électromyographie (EMG), permet d'approcher les forces développées par les muscles du modèle. Cependant, si la relation entre l'activité musculaire et la force musculaire est bien décrite dans la littérature (Buchanan *et al.* [2005]), considérée linéaire, cette relation est beaucoup plus délicate à appliquer dans des conditions dynamiques (Rainoldi *et al.* [2000]). En effet, dans ces conditions, la relation entre l'activité et la force musculaire doit tenir compte de l'influence de la mécanique musculaire représentées par la relation entre la force musculaire et la vitesse de contraction, et la relation entre la force musculaire et la longueur d'étirement du muscle (Hill [1938]; Winter *et al.* [1990]). Cette limite s'ajoute aux contraintes inhérentes à l'utilisation de l'EMG, en particulier l'EMG de surface (résistance de la peau, localisation des électrodes, *cross talk*,..).

Des techniques d'optimisation numérique permettent d'estimer l'effort développé par chacun des muscles au cours du mouvement, en formulant des hypothèses en termes de participation musculaire. Dans ce cas, on considère que le système nerveux central sélectionnerait une combinaison de synergies musculaires parmi l'ensemble des synergies possibles, selon un critère de fonctionnement précis (Challis [1997]; Seireg et Arvikar [1973]; Stokes et Gardner-Morse [2001]). La procédure d'optimisation vise à rechercher la force développée par chaque muscle au cours du mouvement, en minimisant ou en maximisant le critère de fonctionnement choisi, tout en respectant les contraintes d'égalité liées aux conditions d'équilibre à chaque articulation et les contraintes d'inégalité associées aux limites physiologiques du système (force musculaire positive et inférieure à la force musculaire maximale). Le choix du critère de fonctionnement (d'ordre énergétique, cinématique, cinétique, neuromusculaire ou mécanique) constitue une problématique majeure des recherches actuelles en biomécanique. Deux types de procédure d'optimisation numérique pour le calcul des forces musculaires sont présentes dans la littérature. La première procédure de calcul, l'optimisation statique, se base sur les résultats issus de la dynamique inverse et donc sur les données expérimentales d'entrée cinématique et dynamique du sujet. Outre les limites inhérentes aux calculs en dynamique inverse (paragraphe 3.1), le calcul des forces musculaires par optimisation statique serait limité d'un point de vue physiologique, puisque l'activité mus-

culaire n'est pas représentée en données d'entrée du calcul (Cholewicki *et al.* [1995]; Gagnon *et al.* [2001]). Challis (Challis [1997]) met en évidence que l'utilisation de l'optimisation statique ne permet l'estimation correcte des forces musculaires si un paramètre représentatif de l'activité musculaire est intégré dans le critère (non-linéaire) de la procédure d'optimisation. Des difficultés supplémentaires apparaissent lorsque cette procédure est associée à une modélisation plurisegmentaire de l'individu, puisque la contribution des muscles antagonistes au mouvement est considérée nulle alors que les activités électriques de ces mêmes muscles indiquent une activité significative (Brown et Potvin [2005]; Buchanan et Shreeve [1996]; Challis [1997]; Jinha *et al.* [2006]). Une seconde procédure de calcul, l'optimisation dynamique, est utilisée afin de prédire comment le système neuromusculosquelettique agit pour générer le mouvement. L'objectif est d'évaluer l'ensemble des activités musculaires nécessaire à la production du mouvement, en essayant de se rapprocher des résultats expérimentaux (Anderson *et al.* [2004]; Anderson et Pandy [2001a,b]; Goldberg *et al.* [2004]; Kaplan *et al.* [2001]; Manal *et al.* [2002]; Neptune *et al.* [2004a]; Shelburne et Pandy [1997]; Thelen *et al.* [2003, 2005]; Yamaguchi *et al.* [1995]; Zajac [2002]). Même si plusieurs études ont tenté de diminuer le temps de calcul lié à l'utilisation de ce type de procédure d'optimisation (Kaplan *et al.* [2001]; Thelen *et al.* [2003]; Yamaguchi *et al.* [1995]), celle-ci se révèle être une technique particulièrement coûteuse d'un point de vue informatique. Néanmoins, d'après une étude référence d'Anderson et Pandy (Anderson et Pandy [2001b]), les procédures d'optimisation statique et dynamique peuvent être envisagées comme des approches complémentaires. La première permet d'estimer les forces musculaires au cours de mouvements simples tels que la marche sans être coûteuse au niveau du temps de calcul informatique. La seconde permet de prédire et comprendre certaines tâches motrices au cours desquelles l'activité musculaire joue un rôle important (course, cyclisme, saut,...). Des méthodes mixtes associent les données mécaniques issues de la dynamique inverse et les données d'activation musculaire provenant des enregistrements électromyographiques (Amarantini et Martin [2004]; Buchanan *et al.* [2005]; Doorenbosch et Harlaar [2003, 2004]; Gagnon *et al.* [2001]; Valero-Cuevas *et al.* [1998]). Elles permettent de déterminer les efforts musculaires en tenant compte de données physiologiques (activité musculaire)

et des contraintes mécaniques d'équilibre aux articulations (moments articulaires). Ces méthodes nécessitent cependant l'enregistrement électromyographique de tous les muscles intervenant dans le mouvement pour que ceux-ci soient pris en compte dans le procédure de calcul, nécessitant parfois l'utilisation complexe de l'EMG intramusculaire. De plus, comme énoncé précédemment, l'utilisation de l'EMG peut constituer une source d'erreurs importantes des données d'activation musculaire. Pour palier à ce problème, Vigouroux (Vigouroux [2005]) propose une méthode originale en intégrant les données d'activation musculaire dans la procédure d'optimisation statique non pas directement dans le critère d'optimisation, mais sous la forme d'une contrainte d'inégalité supplémentaire. Les estimations des forces musculaires sont contraintes par les forces musculaires *physiologiques* issues des données d'activation musculaire. Cette approche permet en outre de ne considérer que le nombre de données d'activation musculaire disponibles expérimentalement et de limiter les sources d'erreur liées à l'utilisation de l'EMG par l'introduction d'un coefficient de pondération. Cependant, cette méthode se limite actuellement à l'analyse des forces musculaires développées en condition statique. Les limites liées à la généralisation de cette procédure en conditions dynamiques sont liées à la définition d'une relation satisfaisante entre les données d'activation musculaire et les forces musculaires tout en intégrant un modèle rhéologique musculaire adapté.

Notre approche dans le contexte

Nous venons de voir, dans le chapitre 3, la difficulté d'établir une modélisation multicorps du corps humain. En s'affranchissant des contraintes inhérentes à l'approche plurisegmentaire, les études basées sur les modèles mécaniques simplifiés se sont intéressées à certains mécanismes mis en jeu au cours de la marche : le rapport vitesse-fréquence de marche (Bertram et Ruina [2001]), la vitesse de transition marche-course (Kram *et al.* [1997]), le rapport préférentiel entre la vitesse et la longueur de pas (Kuo [2001]), l'influence de la largeur de pas préférentiel (Donelan *et al.* [2001]) et l'effet de la gravité (Cavagna *et al.* [2000]; Minetti *et al.* [1993]).

Pour autant, si nous comprenons la nécessité de simplifier la procédure expérimentale et de limiter l'utilisation d'outils plus ou moins sophistiqués dans un souci de faciliter les expertises menées en particulier dans l'analyse clinique de la marche, vouloir résumer le comportement mécanique du corps humain à celui son centre de masse nous interroge fortement.

Aussi, la problématique centrale du travail proposé a été (i) d'analyser mécaniquement les modèles simplifiés, (ii) de proposer un modèle mécanique simplifié plus réaliste de la marche dans l'espace tridimensionnel et enfin (iii) de comparer ces modèles à la modélisation biomécanique du corps assimilé à un ensemble de segments (solides) articulés d'un point de vue cinématique et énergétique. Ces différents points sont abordés au cours des chapitres suivants.

Ce travail se poursuit actuellement ; il consiste en la mise en place d'un modèle muscu-

losquelettique de la marche basé d'une part, sur une procédure de dynamique inverse et, d'autre part, par des mesures électromyographiques afin d'approcher l'activité musculaire. L'analyse est en cours ; elle ne sera pas rapportée dans ce manuscrit.

Deuxième partie
Matériel et méthodes

Chapitre 4

Expérimentations

Sommaire

4.1 Population	73
4.2 Protocole expérimental	73
4.3 Acquisition des efforts de contact au sol	74
4.4 Modélisation cinématique des segments corporels	75

4.1 Population

Les expérimentations ont été réalisées sur 5 sujets masculins sains (âge : $28,7 \pm 2,0$ ans ; taille : $1,77 \pm 0,05$ m ; poids : $75,1 \pm 5,9$ kg). Chaque sujet a lu et approuvé un document de consentement de participation à ces expérimentations.

4.2 Protocole expérimental

Une capture du mouvement des sujets en position statique a été réalisée afin de d'extraire les caractéristiques géométriques des segments corporels. Ces données sont utiles au traitement des signaux cinématographiques lors des essais dynamiques et à l'estimation des paramètres inertiels segmentaires (PIS). Les sujets ont ensuite réalisé des essais de marche à trois allures différentes (lente, confortable et rapide). Trois essais ont été réalisés pour chaque allure. A l'issue des essais de marche, les sujets ont réalisé des pré-tests de

mouvements fonctionnels de la cuisse sur le bassin et de la jambe sur la cuisse. Les données cinématiques issues de ces mouvements fonctionnels ont été utilisées pour localiser la position des centres articulaires de la hanche et du genou. Selon les recommandations de certains auteurs (Begon *et al.* [2007]; Monnet *et al.* [2007]), chaque type de rotation articulaire (flexion/extension, abduction-adduction, circumduction) a été réalisé par cycle de 10 répétitions à vitesse lente et à des amplitudes limitées. Enfin des mesures segmentaires ont été prises afin de compléter les données nécessaires au calcul des PIS des sujets (Zatsiorsky [2002]).

TABLE 4.1 – Principales caractéristiques spatio-temporelles des essais de marche des sujets ayant participé à cette étude.

Allure	Longueur de pas	Largeur de pas	Vitesse de marche	Cadence
Lente	$0,71 \pm 0,04$ m	$0,41 \pm 0,05$ m	$1,05 \pm 0,01$ m.s ⁻¹	$105,26 \pm 3,22$ pas.min ⁻¹
Confortable	$0,78 \pm 0,03$ m	$0,25 \pm 0,05$ m	$1,33 \pm 0,04$ m.s ⁻¹	$118,14 \pm 4,32$ pas.min ⁻¹
Rapide	$0,86 \pm 0,05$ m	$0,12 \pm 0,04$ m	$1,88 \pm 0,02$ m.s ⁻¹	$140,85 \pm 6,35$ pas.min ⁻¹

4.3 Acquisition des efforts de contact au sol

Les efforts de contact des pieds au sol ont été enregistrés par une plateforme de force 3D Kistler et six plateformes de force 3D Sensix échantillonnées à 1000 Hz. Les actions exercées par le pied sur le sol sont mesurées au centre de chacune des plateformes, puis ramenées au point pour lequel les composantes du moment des forces de contact sont nulles dans le plan de celle-ci \mathbf{M}_0 . Le torseur des efforts d'appui exprimé au centre de la plateforme a pour expression :

$$\mathbf{f} = [f_x \quad f_y \quad f_z]^T \quad (4.1)$$

$$\mathbf{M} = [M_x \quad M_y \quad M_z]^T \quad (4.2)$$

où \mathbf{f} et \mathbf{M} sont respectivement la résultante et le moment des efforts de contact du pied sur la plateforme de forces. La trajectoire du centre de pression sous le pied d'appui

a été calculée en se basant sur les mesures de force et de moment de force du pied sur le sol par rapport à l'origine de la plateforme. Si on admet que le CP a pour coordonnées $\mathbf{P} = [x_P \ y_P \ z_P]^T$ dans \mathcal{R}_0 , comme la composante y_P du CP est connue, il suffit de résoudre un système de 3 équations aux 3 inconnues x_P , z_P et \mathbf{M}_0 . La solution s'écrit :

$$\begin{cases} x_P = \frac{y_P f_z - M_z}{f_z} \\ z_P = \frac{M_y - y_P C_z}{f_y} \\ M_0 = M_y + z_P f_x - x_P f_z \end{cases} \quad (4.3)$$

4.4 Modélisation cinématique des segments corporels

Dans le but d'étudier la cinématique articulaire au cours de la marche, chaque sujet est modélisé en un système plurisegmentaire composé de seize segments supposés indéformables, reliés entre eux par des articulations parfaites. Ces segments sont : pied droit, pied gauche, jambe droite, jambe gauche, cuisse droite, cuisse gauche, pelvis, abdomen, thorax, ensemble tête-cou, bras droit, bras gauche, avant-bras droit, avant-bras gauche, main droite et main gauche. L'orientation et la position relative de ces segments corporels dans l'espace tridimensionnel nécessite un minimum de trois marqueurs cutanés sur chacun des segments corporels. 54 marqueurs réfléchissants ont donc été placés sur les points anatomiques osseux des sujets (figures 4.1 et 4.2). Leur position est déterminée conformément aux recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (Baker [2003]; Wu *et al.* [2005]). Un système de 10 caméras optoélectroniques VICON a été utilisé pour collecter les trajectoires 3D des marqueurs échantillonnées à 100 Hz.

Segments	Marqueurs		Localisation
	gauche	droit	
Pied	LCAL	RCAL	en arrière du calcaneum
	LMT1	RMT1	tête du premier métatarsien
	LMT5	RMT5	tête du cinquième métatarsien
	LTOE	RTOE	tête du troisième métatarsien
Jambe	LIMAL	RIMAL	malléole interne
	LEMAL	REMAL	malléole externe
	LTTA	RTTA	tubérosité tibiale antérieure
	LTH	RTH	tête du tibia
Cuisse	LICE	RICE	condyle interne
	LECE	RECE	condyle externe
	LAT	RAT	face antérieure de la cuisse
	LGT	RGT	grand trochanter
Bassin	LASIS	RASIS	épine iliaque antéro-postérieure
	LPSIS	RPSIS	épine iliaque postéro-supérieure
Abdomen	OMP		nombril
	L4		apophyse épineuse de L ₄
Thorax	XYP		apophyse xyphoïde
	STE		fourchette sternale
	C7		apophyse épineuse de C ₇
Tête & cou	FRO		écaille de l'os frontal
	LTEMP	RTEMP	tempe
Bras	LACR	RACR	acromion
	LLEC	RLEC	épicondyle latéral
	LMEC	RMEC	épicondyle médial
Avant-bras	LOLE	ROLE	olécrane
	LRS	RRS	styloïde radiale
	LLS	RLS	styloïde ulnaire
Main	LMC1	RMC1	tête du premier métacarpien
	LMC5	RMC5	tête du cinquième métacarpien
	LFIN	RFIN	tête du troisième métacarpien

FIGURE 4.1 – Liste des marqueurs utilisés pour notre modélisation cinématique.

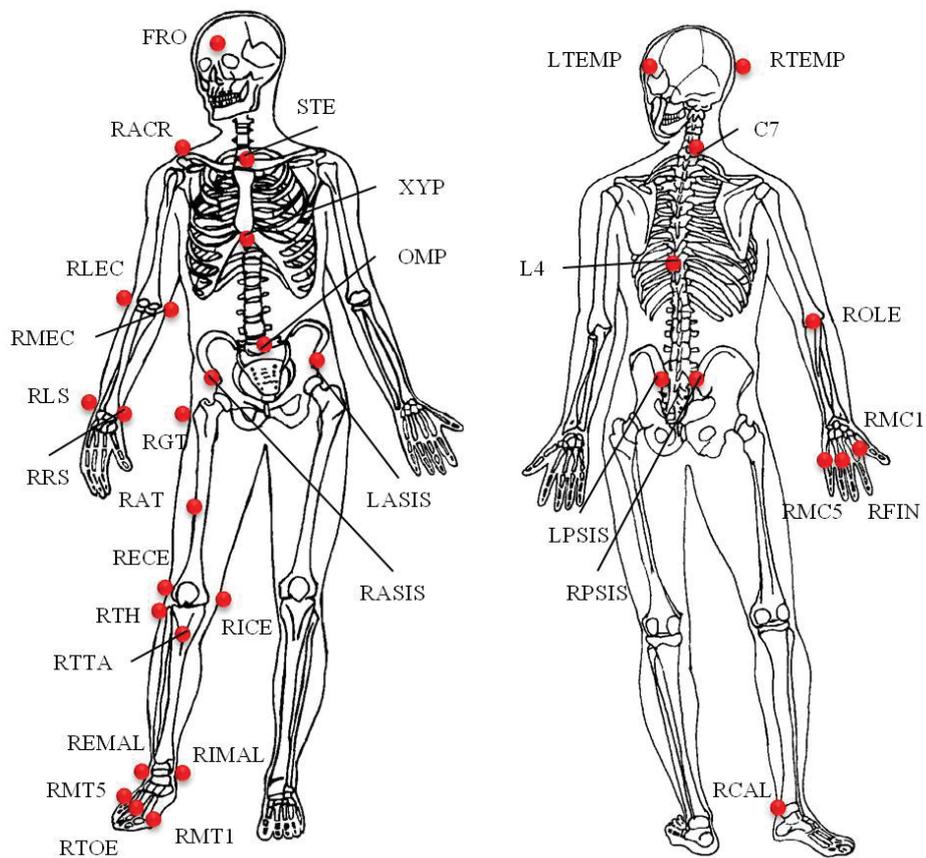


FIGURE 4.2 – Positionnement des 54 marqueurs cutanés sur l'ensemble des segments corporels du sujet.

Chapitre 5

Traitements des données expérimentales

Sommaire

5.1	Traitement des signaux cinématographiques	79
5.1.1	Solidification des segments corporels	79
5.1.2	Filtrage des signaux de vitesse et d'accélération	83
5.2	Module de calcul	85
5.2.1	Formalisme matriciel	85
5.2.2	Calcul des angles articulaires	86
5.3	Localisation du centre fonctionnel de la hanche	87
5.4	Repères associés aux segments	90
5.4.1	Membres inférieurs	90
5.4.2	Tronc et tête	91
5.4.3	Membres supérieurs	92
5.5	Modélisation inertielle du sujet	94
5.6	Identification des instants de contact du pied au sol	96

5.1 Traitement des signaux cinématographiques

5.1.1 Solidification des segments corporels

Nous avons choisi dans ce travail de traiter les données cinématiques brutes du mouvement à l'aide d'une procédure de solidification des segments corporels. Cette technique nous permet d'appliquer les lois de la mécanique classique à l'ensemble de la chaîne cinématique polyarticulé. La technique retenue est la procédure de solidification introduite par Chèze et al. (Chèze *et al.* [1995]). Elle consiste à substituer au déplacement réel du

triplet de marqueurs cutanés fixés sur un même segment corporel par le déplacement d'un triangle indéformable associé à ces mêmes marqueurs. Ceux-ci sont définis en calculant les moyennes des triangles les moins bruités déterminés suite à une procédure itérative d'élimination. La procédure de solidification minimise l'écart entre les trajectoires brutes des marqueurs et les trajectoires des marqueurs *solidifiés* par la méthode des moindres carrés. Celle-ci permet de définir la matrice de rotation R et le vecteur de translation \mathbf{r} qui minimisent l'écart entre les positions de A , $\mathbf{r}_{(O)}^A$, et de B , $\mathbf{r}_{(O)}^B$, des marqueurs du segment i entre chaque instant tel que :

$$\min = \sum_{i=1}^{n_{marq}} \|R \mathbf{r}_{(O)}^A + \mathbf{r} - \mathbf{r}_{(O)}^B\|^2 \quad (5.1)$$

où n_{marq} est le nombre de marqueurs ($n_{marq} \geq 3$) et R est contraint tel que $R^T R = \mathbb{1}_3$ et $\det(R) = 1$ pour assurer l'orthogonalité de la matrice de rotation et donc un déplacement qui correspond à celui d'un segment rigide. $\mathbb{1}_3$ représente une matrice identité de dimension 3×3 .

Les résultats de la procédure de solidification appliqué au segment cuisse droite sont illustrés sur les figures 5.1 et 5.2 pour un essai de marche à allure rapide. Nous pouvons observer que les distances brutes inter-marqueurs formant le triangle varient au cours de la marche. La procédure de solidification permet de rigidifier ces distances. Cette technique apporte une précision supplémentaire sur les calculs de la cinématique articulaire du sujet (Chèze *et al.* [1995]). De plus, si des phénomènes de dislocation intersegmentaire peuvent être amplifiés par l'utilisation de cette technique dans le cas de mouvements rapides (Mansour [2009]), son application à la marche s'avère être un choix judicieux.

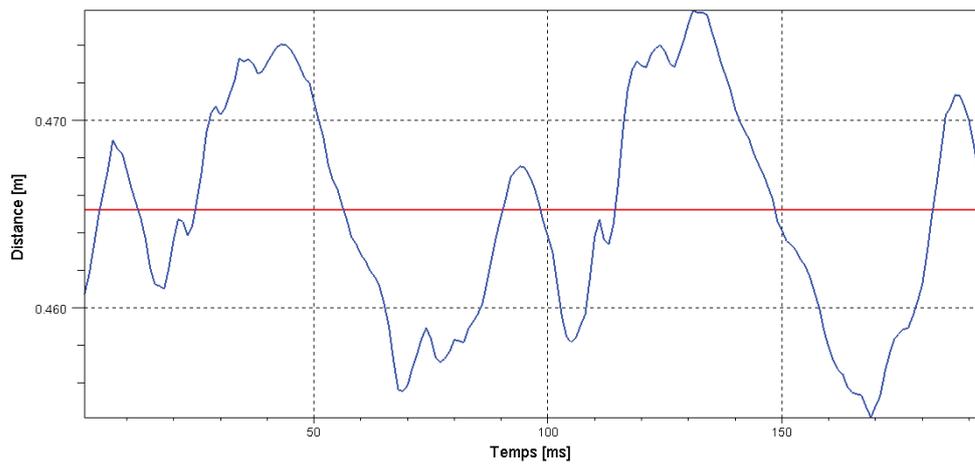


FIGURE 5.1 – Distances (en mètres) entre le marqueur du grand trochanter et celui du condyle fémoral externe avant (trait bleu) et après (trait rouge) la procédure de solidification pour un essai de marche à $1,86 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

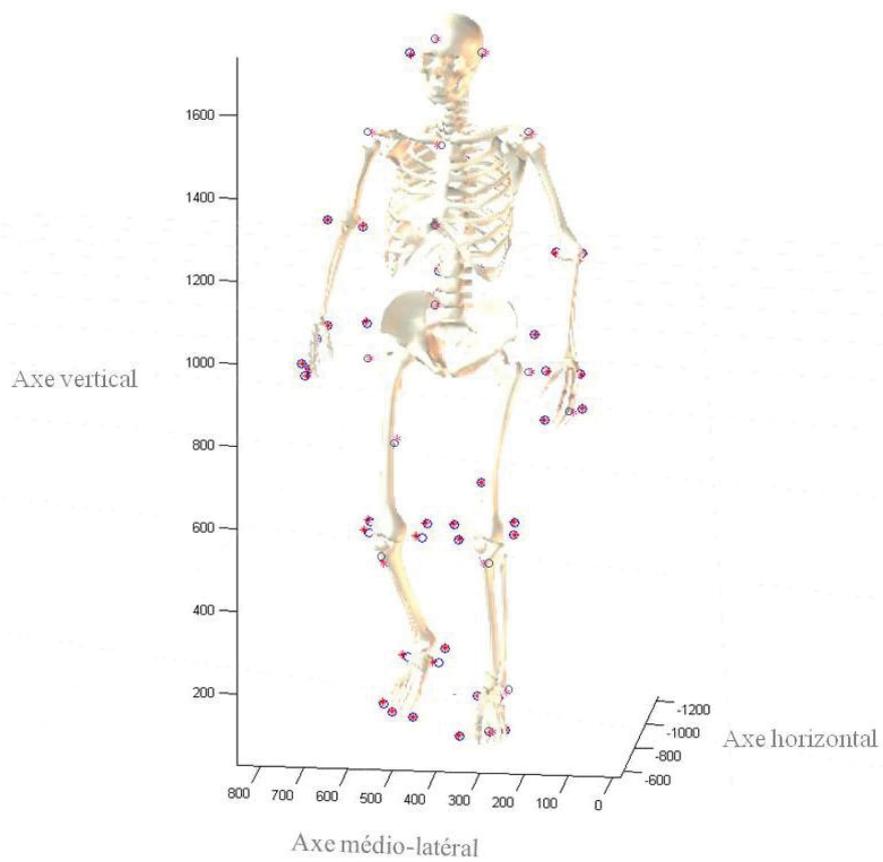


FIGURE 5.2 – Positions des marqueurs cutanés avant (croix rouges) et après (cercles bleus) la procédure de solidification.

5.1.2 Filtrage des signaux de vitesse et d'accélération

Les données de vitesse et d'accélération des marqueurs cutanés ont été traitées par un filtre passe-bas à réponse impulsionnelle finie de type *Butterworth*. Un double passage, aller et retour, de ce filtre a été appliqué de façon à éliminer le déphasage temporel créé (Winter *et al.* [1990]) (figure 5.3).

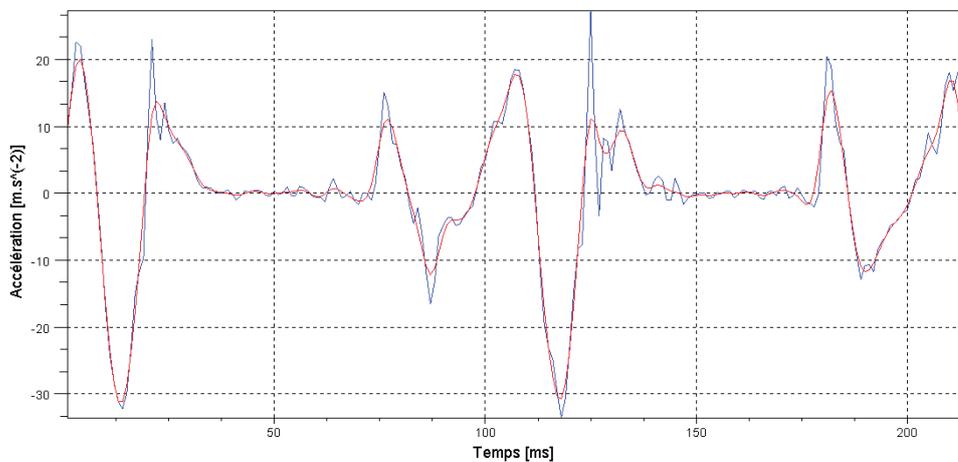


FIGURE 5.3 – Données brutes (en bleu) et filtrées (en rouge) d'accélération verticale du marqueur fixé sur le 1^{er} métatarse droit. Le fréquence de coupure du filtre passe-bas de type *Butterworth* a été définie à partir du périodogramme des données brutes.

La fréquence de coupure du filtre a été déterminée à la suite d'une analyse fréquentielle du signal et du bruit caractérisant les signaux cinématiques à chaque étape de dérivation. L'analyse a consisté à appliquer dans un premier temps un fenêtrage fréquentiel afin de discrétiser les données cinématiques. Le fenêtrage est le suivant :

$$h(kT) = \sin \left[\frac{\pi}{2} \cdot \frac{kT}{0,1\tau} \right] \text{ avec } 0 \leq kT < 0,1\tau \quad (5.2)$$

où $h(kT)$ est le k ième échantillon de la fenêtre fréquentielle, T est l'intervalle de temps dans le domaine temporel, et τ , la longueur de la fenêtre, correspond à la durée de l'essai. Nous avons ensuite multiplié les données de trajectoire échantillonnées $x(kT)$ par la fenêtre fréquentielles $h(kT)$ pour obtenir les données fenêtrées $y(kT)$:

$$y(kT) = x(kT) \cdot h(kT) \quad (5.3)$$

La transformée de Fourier discrète des données fenêtrées a ensuite été calculée :

$$F(j\omega) = \frac{\tau}{N} \sum_{k=0}^{N-1} y(kT) e^{-j(2\pi/N)k} \quad (5.4)$$

$F(j\omega)$ est le j ième échantillon de la transformée de Fourier discrète, ω est l'intervalle de temps dans le domaine fréquentiel, et N est le nombre total d'échantillons au cours d'un essai. Enfin, le périodogramme $S(j\omega)$ a été calculé à partir de la transformée de Fourier discrète. Le périodogramme a été utilisé pour déterminer la fréquence de coupure :

$$S(j\omega) = \frac{1}{N} |F(j\omega)|^2 \quad (5.5)$$

Pour le calcul du périodogramme ($S(j\omega)$) à chaque essai, la fréquence d'échantillonnage ($f_e = \frac{1}{T}$) était de 100 Hz, alors que le nombre d'intervalles de fréquence discrète N utilisé dans le périodogramme correspond au nombre d'images composant chaque essai. La taille choisie du fenêtrage correspond à la durée de l'essai. Nous avons déterminé la fréquence minimale de coupure (qui contient respectivement 95% de la puissance spectrale pour un essai) pour chaque composante de vitesse et d'accélération en convertissant le périodogramme en décibels (dB) :

$$Decibel = 20 \cdot \log_{10} S(j\omega) \quad (5.6)$$

La fréquence minimale de coupure a été déterminée quand le périodogramme, en décibels, descend en dessous de l'amplitude de coupure spécifiée et reste en dessous de cette amplitude pour toutes les fréquences croissantes (figure 5.4).

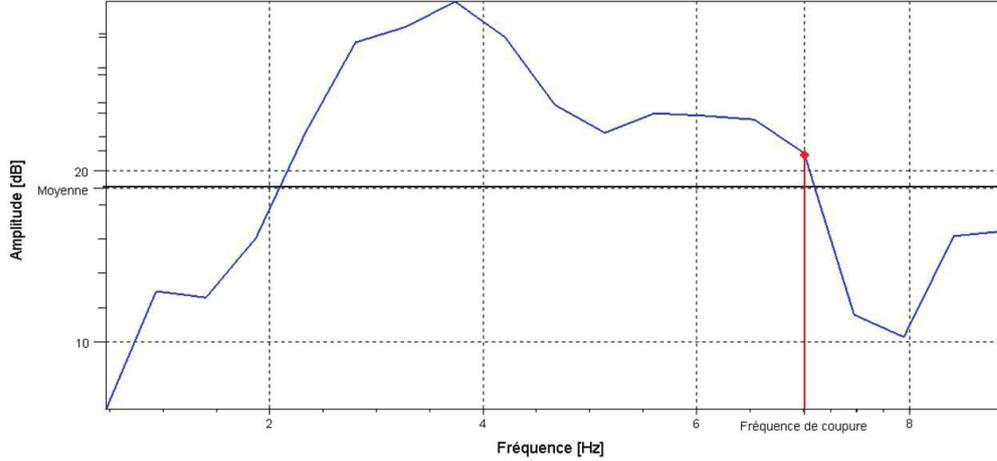


FIGURE 5.4 – Périodogramme en décibel de l'accélération verticale du marqueur fixé sur le 1^{er} métatarse droit pour un essai de marche à 1,86 m.s⁻¹. La fréquence de coupure minimale (trait rouge) est basée sur la moyenne (trait noir) plus deux écart-types (95% de la puissance spectrale) de l'amplitude du signal du périodogramme.

5.2 Module de calcul

5.2.1 Formalisme matriciel

L'orientation et la position de chaque repère segmentaire \mathcal{R}_i par rapport au référentiel fixe \mathcal{R}_0 sont exprimées de façon synthétique sous la forme d'une matrice homogène de rototranslation $T^{0,i}$ (Legnani *et al.* [1996]). Les trois premières colonnes de $T^{0,i}$ définissent l'orientation de $\mathcal{R}_i = (O_i, \mathbf{x}_i, \mathbf{y}_i, \mathbf{z}_i)$ dans \mathcal{R}_0 à travers la matrice de rotation $R^{0,i}$. La quatrième colonne contient la position de l'origine de \mathcal{R}_i dans \mathcal{R}_0 sous la forme d'un vecteur $\mathbf{r}_{(O)}^{O_i}$. On a l'écriture suivante :

$$R^{0,i} = \begin{bmatrix} x_{\mathbf{x}_i} & x_{\mathbf{y}_i} & x_{\mathbf{z}_i} \\ y_{\mathbf{x}_i} & y_{\mathbf{y}_i} & y_{\mathbf{z}_i} \\ z_{\mathbf{x}_i} & z_{\mathbf{y}_i} & z_{\mathbf{z}_i} \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} \quad \text{et} \quad \mathbf{r}_{(O)}^{O_i} = \begin{bmatrix} x_{O_i} \\ y_{O_i} \\ z_{O_i} \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} \quad (5.7)$$

L'orientation et la position du segment corporel i dans \mathcal{R}_0 sont ainsi exprimées par la matrice de rototranslation suivante :

$$T^{0,i} = \left[\begin{array}{ccc|c} R^{0,i} & & & \mathbf{r}_{(O)}^{O_i} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_0} \quad (5.8)$$

5.2.2 Calcul des angles articulaires

En tenant compte des recommandations de l'*ISB* (Wu et Cavanagh [1995]), les amplitudes articulaires tridimensionnelles ont été calculées à partir de la méthode des séquences élémentaires autour d'axes mobiles. Pour chaque articulation étudiée, nous avons retenu l'ordre de séquences suivant : flexion/extension, abduction/adduction puis rotation interne/rotation externe. Cet ordre permet de se garantir de tout risque d'indétermination du au phénomène de *gimbal lock*. En effet, l'angle β (angle d'abduction/adduction) reste toujours petit au cours du cycle de marche. Par conséquent, le terme $\cos \beta$ est voisin de 1. Il n'y a donc pas de risque de division par zéro lors des calculs de α (flexion/extension) et ψ (rotation interne/externe). Ces rotations élémentaires s'expriment comme suit :

$$R_x(\alpha) = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, R_y(\beta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix}, R_z(\psi) = \begin{bmatrix} \cos \psi & 0 & \sin \psi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \psi & 0 & \cos \psi \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

En effectuant le produit des matrices de rotation élémentaires pour chaque articulation considérée, la rotation globale d'un segment i par rapport au segment adjacent $i - 1$ est transcrite sous la forme d'une matrice ayant l'écriture analytique suivante :

$$R^{i-1,i} = R_x(\alpha) R_y(\beta) R_z(\psi) = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi & 0 & \sin \psi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \psi & 0 & \cos \psi \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

$$R^{i-1,i} = \begin{bmatrix} \cos \alpha \cdot \cos \psi & -\sin \alpha \cdot \cos \beta & \cos \alpha \cdot \sin \psi + \sin \alpha \cdot \sin \beta \cdot \cos \psi \\ \sin \alpha \cdot \cos \psi + \cos \alpha \cdot \sin \beta \cdot \sin \psi & \cos \alpha \cdot \cos \beta & \sin \alpha \cdot \sin \psi - \cos \alpha \cdot \sin \beta \cdot \cos \psi \\ \cos \beta \cdot \sin \psi & \sin \beta & \cos \beta \cdot \cos \psi \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

Les calculs de l'amplitude de flexion/extension α , d'abduction/adduction β et de rotation interne/rotation externe ψ sont effectués à partir de l'identification de $R^{i-1,i}$:

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{-R_{12}^{i-1,i}}{R_{22}^{i-1,i}} \right) \quad (5.12)$$

$$\beta = \sin^{-1} (R_{32}^{i-1,i}) \quad (5.13)$$

$$\psi = \tan^{-1} \left(\frac{-R_{31}^{i-1,i}}{R_{33}^{i-1,i}} \right) \quad (5.14)$$

Les matrices $R^{i-1,i}$ nécessaires aux calculs des angles articulaires sont extraites de la partie 3×3 des matrices de rototranslation $T^{i-1,i}$ correspondantes.

5.3 Localisation du centre fonctionnel de la hanche

Le position relative du centre articulaire de la hanche a des répercussions non seulement sur le calcul des couples articulaires et mais aussi sur les amplitudes articulaires à la hanche (Stagni *et al.* [2000]). Pour limiter ces imprécisions, nous avons implémenté une méthode fonctionnelle, la méthode *SCoRE* (*Symmetrical Centre of Rotation Estimation*) (Ehrig *et al.* [2006]; Monnet *et al.* [2007]), qui consiste à estimer la position relative du centre articulaire en cherchant un point commun appartenant à la fois au segment distal et au segment proximal. Cette méthode nécessite de connaître uniquement la position et la matrice de rotation de ces deux segments. Elle sera appliquée au cours des mouvements de flexion-extension, abduction-adduction et circumduction de la cuisse sur le bassin. Pour localiser de façon plus précise les centres articulaires de la hanche, ces mouvements ont été réalisés par cycle de 10 répétitions, à vitesse lente et à amplitude limitée (Begon *et al.* [2007]; Monnet *et al.* [2007]).

La position de chaque marqueur dans \mathcal{R}_0 permet de définir un repère lié au segment cuisse \mathcal{R}_c d'origine O_c et un repère lié au segment bassin \mathcal{R}_{ba} d'origine O_{ba} (section 5.4). La position relative du centre fonctionnel, O_h , de l'articulation considérée est supposée fixe à chaque instant du mouvement dans \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_{ba} .

La position de O_h (figure 5.5) est définie dans \mathcal{R}_0 de la façon suivante :

$$\mathbf{r}_{(O)}^{O_h} = \mathbf{r}_{(O)}^{O_c} + R^{0,O_c} \mathbf{r}_{(O_c)}^{O_h} \quad (5.15)$$

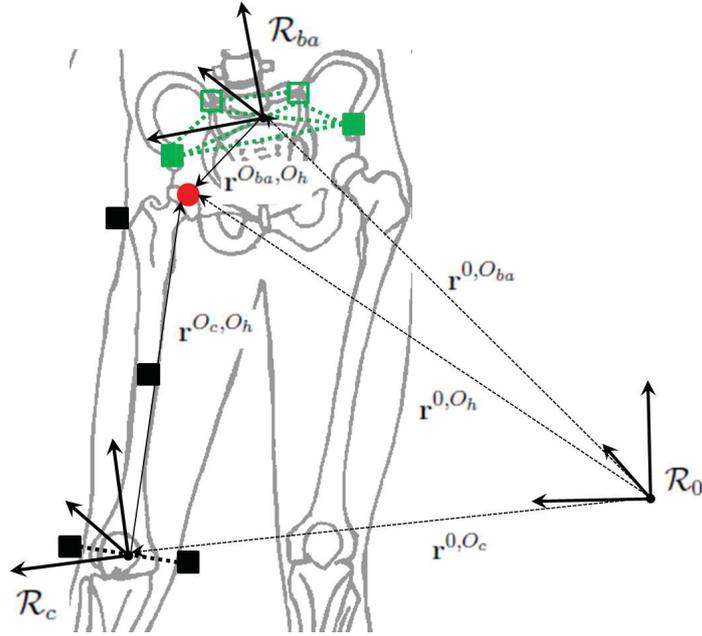


FIGURE 5.5 – Localisation du centre articulaire de la hanche par la méthode *SCoRE*.

où R^{0,O_c} est la matrice de rotation de \mathcal{R}_{O_c} dans le repère fixe \mathcal{R}_0 . La position de O_h dans \mathcal{R}_0 est également définie comme suit :

$$\mathbf{r}_{(O)}^{O_h} = \mathbf{r}_{(O)}^{O_{ba}} + R^{0,O_{ba}} \mathbf{r}_{(O_{ba})}^{O_h} \quad (5.16)$$

où $R^{0,O_{ba}}$ est la matrice de rotation de \mathcal{R}_{ba} dans le repère fixe \mathcal{R}_0 . On a donc :

$$\mathbf{r}_{(O)}^{O_c} + R^{0,O_c} \mathbf{r}_{(O_c)}^{O_h} = \mathbf{r}_{(O)}^{O_{ba}} + R^{0,O_{ba}} \mathbf{r}_{(O_{ba})}^{O_h} \quad (5.17)$$

Dans cette dernière équation, seuls les vecteurs positions du centre articulaires ($\mathbf{r}_{(O_c)}^{O_h}$ et $\mathbf{r}_{(O_{ba})}^{O_h}$) sont inconnus. Cette relation s'écrit en regroupant les deux grandeurs inconnues dans une unique matrice 6×1 :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} R^{0,O_c} & -R^{0,O_{ba}} \end{bmatrix}}_{3n \times 6} \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_c)}^{O_h} \\ \mathbf{r}_{(O_{ba})}^{O_h} \end{bmatrix}}_{6 \times 1} = \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O)}^{O_{ba}} - \mathbf{r}_{(O)}^{O_c} \end{bmatrix}}_{3n \times 1} \quad (5.18)$$

L'écriture de la relation 5.18 sous cette forme présente un système linéaire composée

de trois équations pour six inconnues. Ainsi, suite à l'enregistrement de la position des marqueurs cutanés lors des pré-tests de mouvements fonctionnels de flexion-extension, d'abduction-adduction et de circumduction de la hanche, il devient possible de linéariser le système :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} R^{0,O_c}(t_1) & -R^{0,O_{ba}}(t_1) \\ \vdots & \vdots \\ R^{0,O_c}(t_f) & -R^{0,O_{ba}}(t_f) \end{bmatrix}}_{3n \times 6} \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_c)}^{O_h} \\ \mathbf{r}_{(O_{ba})}^{O_h} \end{bmatrix}}_{6 \times 1} = \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O)}^{O_{ba}}(t_1) - \mathbf{r}_{(O)}^{O_c}(t_1) \\ \vdots \\ \mathbf{r}_{(O)}^{O_{ba}}(t_f) - \mathbf{r}_{(O)}^{O_c}(t_f) \end{bmatrix}}_{3n \times 1} \quad (5.19)$$

Étant exprimée dans les repères locaux \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_{ba} , la position instantanée du centre articulaire O_h est donc invariable tout au long de l'enregistrement. Le système obtenu (relation 5.19) est de la forme $a x = b$. La résolution d'un tel système linéaire se fait en introduisant la pseudo inverse a^+ tel que $a^+ b$ donne la solution des moindres carrées x qui minimise $\|a x - b\|^2$ tel que $a^+ = (a^T a)^{-1} a^T$ avec a^T et a^{-1} respectivement transposé et inverse de a .

Ainsi, suite à l'adoption de la méthode *SCoRE*, la position du centre articulaire de la hanche et de l'épaule dans \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_{ba} sont estimées par l'équation suivante :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_c)}^{O_h} \\ \mathbf{r}_{(O_{ba})}^{O_h} \end{bmatrix} = (a^T a)^{-1} a^T b \quad (5.20)$$

Cependant, l'hypothèse selon laquelle la position des centres fonctionnels est fixe par rapport aux repères proximal et distal est simplificatrice car les articulations possèdent des centres instantanés de rotation du fait de la complexité de la géométrie des surfaces osseuses en contact. Toutefois, malgré cette hypothèse, la méthode *SCoRE* permet une approximation des centres articulaires avec une incertitude de 1,2 mm (Ehrig *et al.* [2006]).

5.4 Repères associés aux segments

L'axe anatomiques de chacun des segments corporels est assimilé à l'axe fonctionnel autour duquel a lieu les mouvements de rotation élémentaire (i.e. mouvements de flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/rotation externe). Des repères anatomiques locaux liés au segment sont définis avec la direction de ces axes anatomiques, les origines correspondant aux centres fonctionnels des articulations (Wu et Cavanagh [1995]). La désignation des axes de rotations articulaires est la suivante : X pour l'axe antéro-postérieur, Y pour l'axe vertical et Z pour l'axe médio-latéral (Grood et Suntay [1983]) (figure 5.6).

5.4.1 Membres inférieurs

Les repères anatomiques associés aux segments corporels du membre inférieur ont été composés de la façon suivante :

TABLE 5.1 – Repères anatomiques associés aux segments du membre inférieur.

Segments	Origine (O_i)	Axes segmentaires
Pied	O_p : calcanéum	$\mathbf{v}_p = O_p \rightarrow \text{MT}_1,$
		$\mathbf{u}_p = O_p \rightarrow \text{MT}_5,$
		$\mathbf{z}_p = \mathbf{v}_p \wedge \mathbf{u}_p,$
		$\mathbf{y}_p = \mathbf{v}_p \wedge \mathbf{z}_p,$
		$\mathbf{x}_p = \mathbf{y}_p \wedge \mathbf{z}_p$
Jambe	O_j : milieu des deux malléoles (centre fonctionnel de la cheville)	$\mathbf{y}_j = O_j \rightarrow \text{TT},$
		$\mathbf{v}_j = O_j \rightarrow \text{LM},$
		$\mathbf{x}_j = \mathbf{y}_j \wedge \mathbf{v}_j,$
		$\mathbf{z}_j = \mathbf{x}_j \wedge \mathbf{y}_j$
Cuisse	O_c : milieu des deux condyles fémoraux (centre fonctionnel du genou)	$\mathbf{y}_c = O_c \rightarrow O_h,$
		$\mathbf{v}_c = O_c \rightarrow \text{FE},$
		$\mathbf{x}_c = \mathbf{y}_c \wedge \mathbf{v}_c,$
		$\mathbf{z}_c = \mathbf{x}_c \wedge \mathbf{y}_c$
Hanche	O_h : méthode <i>SCoRE</i> (centre fonctionnel de la hanche)	$\mathbf{z}_{ba} : \text{LPSIS} \rightarrow \text{RPSIS},$
		$\mathbf{v}_{ba} : \text{RPSIS} \rightarrow \text{RASIS},$
		$\mathbf{y}_{ba} = \mathbf{z}_{ba} \wedge \mathbf{v}_{ba},$
		$\mathbf{x}_{ba} = \mathbf{y}_{ba} \wedge \mathbf{z}_{ba}$

5.4.2 Tronc et tête

Les repères anatomiques associés aux segments corporels du de l'ensemble tronc-tête ont été composés de la façon suivante :

TABLE 5.2 – Repères anatomiques associés aux segments de l'ensemble tronc-tête.

Segments	Origine (O_i)	Axes segmentaires
Bassin	O_{ba} : centre géométrique du bassin	$\mathbf{z}_{ba} : \text{LPSIS} \rightarrow \text{RPSIS},$ $\mathbf{v}_{ba} : \text{RPSIS} \rightarrow \text{RASIL},$ $\mathbf{y}_{ba} = \mathbf{z}_{ba} \wedge \mathbf{v}_{ba},$ $\mathbf{x}_{ba} = \mathbf{y}_{ba} \wedge \mathbf{z}_{ba}$
Abdomen	$O_a : D_3$	$\mathbf{y}_a : L_4 \rightarrow D_{12},$ $\mathbf{v}_a : \text{LPSIS} \rightarrow \text{RPSIS},$ $\mathbf{x}_a = \mathbf{y}_a \wedge \mathbf{v}_a,$ $\mathbf{z}_a = \mathbf{x}_a \wedge \mathbf{y}_a$
Thorax	$O_t : C_7$	$\mathbf{y}_t : D_{12} \rightarrow C_7,$ $\mathbf{v}_t : C_7 \rightarrow \text{Manubrium},$ $\mathbf{z}_t = \mathbf{v}_t \wedge \mathbf{y}_t,$ $\mathbf{x}_t = \mathbf{y}_t \wedge \mathbf{z}_t$
Ensemble tête-cou	$O_{t\&c}$: Milieu des tempes	$\mathbf{x}_{t\&c} : O_{t\&c} \rightarrow \text{Frontal},$ $\mathbf{v}_{t\&c} : O_{t\&c} \rightarrow \text{Temporal droit},$ $\mathbf{y}_{t\&c} = \mathbf{x}_{t\&c} \wedge \mathbf{v}_{t\&c},$ $\mathbf{z}_{t\&c} = \mathbf{y}_{t\&c} \wedge \mathbf{x}_{t\&c}$

5.4.3 Membres supérieurs

Les repères anatomiques associés aux segments corporels du membre supérieur ont été composés de la façon suivante :

TABLE 5.3 – Repères anatomiques associés aux segments du membre supérieur.

Segments	Origine (O_i)	Axes segmentaires
Main	O_m : Milieu de la distance 2 ^{ième} métacarpe-5 ^{ième} métacarpe	$\mathbf{y}_m = O_m \rightarrow O_{ab}$, $\mathbf{v}_m = O_m \rightarrow$ 2 ^{ième} métacarpe, $\mathbf{x}_m = \mathbf{v}_m \wedge \mathbf{y}_m$, $\mathbf{z}_m = \mathbf{y}_m \wedge \mathbf{x}_m$
Avant-bras	O_{ab} : milieu des deux apophyses styloïdes (centre fonctionnel de la poignet)	$\mathbf{y}_{ab} : O_{ab} \rightarrow O_b$, $\mathbf{v}_{ab} = \mathbf{y}_{ab} \wedge \mathbf{z}_m$, $\mathbf{z}_{ab} = \mathbf{v}_{ab} \wedge \mathbf{y}_{ab}$, $\mathbf{x}_{ab} = \mathbf{y}_{ab} \wedge \mathbf{z}_{ab}$
Bras	O_b : milieu de la distance épicondyle-épithrochlée (centre fonctionnel du coude)	$\mathbf{y}_b : O_b \rightarrow$ Acromion, $\mathbf{v}_b = \mathbf{y}_b \wedge \mathbf{y}_{ab}$, $\mathbf{x}_b = \mathbf{y}_b \wedge \mathbf{v}_b$, $\mathbf{z}_b = \mathbf{x}_b \wedge \mathbf{y}_b$

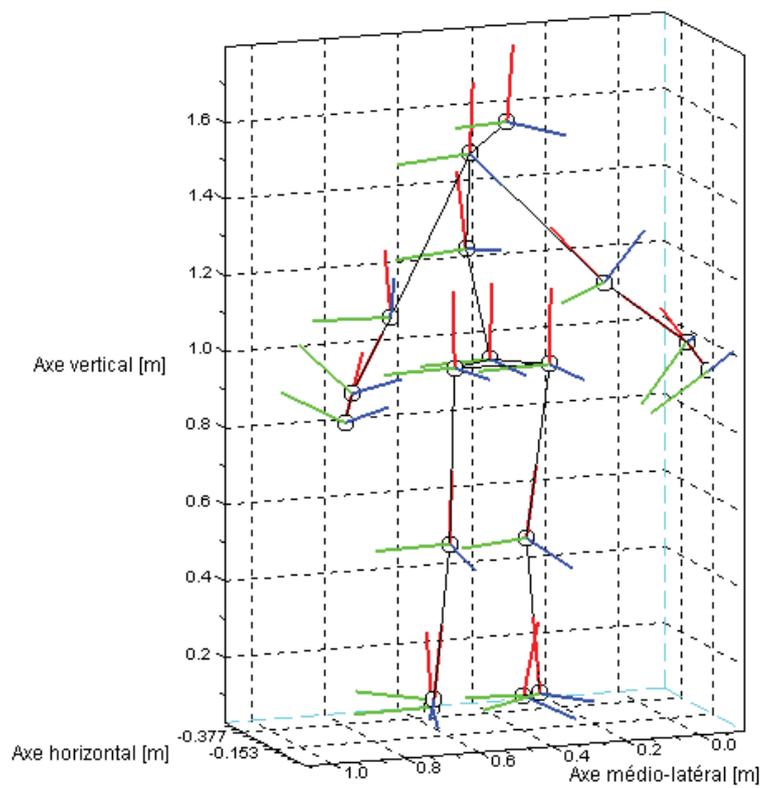


FIGURE 5.6 – Représentation des repères segmentaires liés aux solides de la chaîne articulée. Les axes vertical (rouge), médio-latéral (vert) et antéropostérieur (bleu) pour chacun des repères segmentaires sont illustrés.

5.5 Modélisation inertielle du sujet

L'estimation pour chaque segment corporel de la masse m_i , de la position du centre de masse c_i dans le repère local \mathcal{R}_i et des moments d'inertie I^i dans le repère orthonormé centré en c_i a été réalisée à partir des équations de régression établies par Zatsiorsky (Zatsiorsky et Seluyanov [1983]). Elles sont exprimées sous la forme suivante :

$$y = B_0 + B_1 x_1 + B_2 x_2 + B_3 x_3 + B_4 x_4 \quad (5.21)$$

Les coefficients B_i sont accessibles directement pour chaque segment à partir des tables de régression publiées par Zatsiorsky (Zatsiorsky et Seluyanov [1983]). Les différents paramètres x_i sont mesurés directement sur chacun des sujets participant à l'expérimentation. Ces mesures sont complétées par les mesures issues de l'enregistrement cinématographique des sujets en position statique. Les paramètres x_i sont donc des données anthropométriques propres à chaque sujet associés à la longueur, la circonférence et le diamètre moyen du segment considéré.

L'ensemble des paramètres inertiels déterminés est regroupé dans la matrice de pseudo-inertie $J_{(i)}^i$ représentant le tenseur d'inertie global du segment isolé calculé dans \mathcal{R}_i :

$$J_{(i)}^i = \left[\begin{array}{c|c} K_O^i & \mathbf{q}^i \\ \hline \mathbf{q}^{iT} & m_i \end{array} \right] = \left[\begin{array}{ccc|c} K_{O_{xx}}^i & K_{O_{xy}}^i & K_{O_{xz}}^i & q_x^i \\ K_{O_{yx}}^i & K_{O_{yy}}^i & K_{O_{yz}}^i & q_y^i \\ K_{O_{zx}}^i & K_{O_{zy}}^i & K_{O_{zz}}^i & q_z^i \\ \hline q_x^i & q_y^i & q_z^i & m_i \end{array} \right] \quad (5.22)$$

où K_O^i est la matrice d'inertie de Poinsoot du segment i telle que :

$$K_{O_{xx}}^i = \int x^2 dm \quad K_{O_{yy}}^i = \int y^2 dm \quad K_{O_{zz}}^i = \int z^2 dm \quad (5.23)$$

$$K_{O_{xx}}^i = \int xy dm \quad K_{O_{yy}}^i = \int xz dm \quad K_{O_{zz}}^i = \int yz dm \quad (5.24)$$

et \mathbf{q}^i est le tenseur de premier ordre défini comme le produit de la masse m_i du segment i par la position de son centre de masse $\mathbf{r}_{(O_i)}^{c_i}$:

$$\mathbf{q}^i = m_i \mathbf{r}_{(O_i)}^{c_i} \quad (5.25)$$

Pour déterminer K_O^i , on transporte dans un premier temps I^i en O_i à partir du théorème de Huygens :

$$I_{(i)}^i = I^i + m_i \left(\mathbf{r}_{(O_i)}^{c_i T} \mathbf{r}_{(O_i)}^{c_i} \mathbf{1}_3 - \mathbf{r}_{(O_i)}^{c_i} \mathbf{r}_{(O_i)}^{c_i T} \right) \quad (5.26)$$

La matrice d'inertie de Poinsot du segment i est calculée par :

$$K_O^i = \frac{\text{tr} \left(I_{(i)}^i \right)}{2} \mathbf{1}_3 - I_{(i)}^i \quad (5.27)$$

La figure 5.7 illustre les segments pris en compte dans la modélisation inertielle du corps humain choisie pour cette étude.

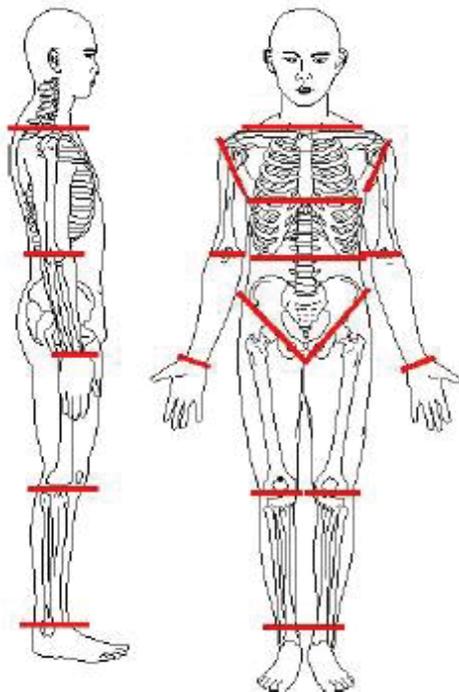


FIGURE 5.7 – Ensemble des segments modélisés au cours de notre étude à partir des données fournies par le modèle inertiel de Zatsiorsky (Zatsiorsky et Seluyanov [1983]) : 3 segments pour le membre inférieur, 4 segments pour l'ensemble tronc-tête et 3 segments pour le membre supérieur.

5.6 Identification des instants de contact du pied au sol

La détection des instants de contact du pied au sol s'effectue selon diverses procédures basées sur des données d'accéléromètres, de *foot switches*, de trajectoires des marqueurs cutanés ou de plateformes de force. Le matériel expérimental choisi nous a limité aux deux dernières procédures. Les algorithmes de calcul basés sur les données cinématiques de détection des instants de contact au sol sont très précises pour des marches à allure spontanément choisie comprise entre $0,67$ et $1,36$ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Desailly *et al.* [2009]). Les vitesses obtenues pour des marches à allure rapide atteignent $1,88 \pm 0,12$ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. Pour cela et compte tenu de la possibilité d'utiliser un chemin de marche composé de sept plateformes de force, le choix d'une méthode de détection des instants de contact au sol s'est porté sur l'utilisation des données de plateforme de forces. Les instants de d'attaque du talon au sol (*CI* pour ipsilatéral et *CIC* pour controlatéral) et de décollage des orteils (*LO* et *LOC*) ont ainsi été définis par l'intermédiaire des signaux de force verticale d'appui au sol (figure 5.8).

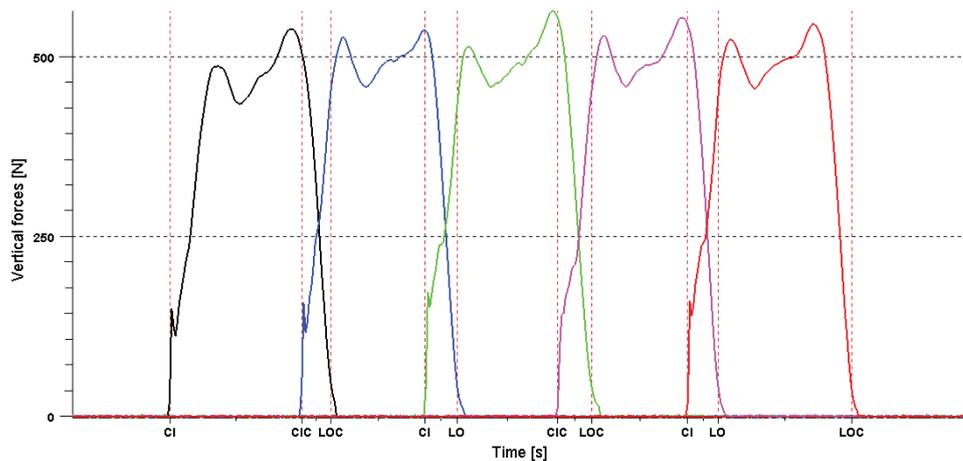


FIGURE 5.8 – Identification des instants de contact du pied au sol : attaque du talon au sol (*CI* et *CIC*) et décollage des orteils (*LO* et *LOC*).

Troisième partie

Proposition de modèles mécaniques de la marche

Chapitre 6

Etude des déterminants de la marche

Sommaire

6.1	Introduction	101
6.2	Trajectoire dite <i>de référence</i> du centre de masse	105
6.3	Représentation matricielle du modèle <i>compass gait</i>	105
6.4	Contribution des déterminants de la marche sur la trajectoire du centre de masse	106
6.5	Influence des déterminants de la marche sur la force d'appui au sol	108
6.6	Statistiques	109
6.7	Résultats	110
6.8	Discussion et conclusions	116

6.1 Introduction

L'analyse de la marche normale par les modèles mécaniques simplifiés engendre un nombre important d'approximations (chapitre 2). En particulier, d'un point de vue cinématique, les caractéristiques géométriques de ces modèles (rigidité et longueur constante de la jambe, CP fixe) impliquent que la trajectoire verticale du CM prédite est surestimée par rapport à la trajectoire verticale réelle.

Sur la base d'un modèle *compass gait*, l'action coordonnée des six déterminants de la marche (chapitre 2) permettrait d'approcher la trajectoire verticale de référence du CM (Saunders *et al.* [1953]). Les six déterminants de la marche ont en fait pratiquement été

accepté depuis 50 ans (Gard et Childress [2001]), apparaissant dans des manuels cliniques et scientifiques majeurs (Perry [1992]; Rose *et al.* [1994]; Whittle [2002]), sans être soumises à des études expérimentales. Pour cette raison, plusieurs auteurs se sont récemment intéressés à l'analyse des contributions des déterminants de la marche sur la trajectoire du CM. Contrairement aux hypothèses de Saunders *et al.* (Saunders *et al.* [1953]), les études traitant de la flexion du genou en appui, l'obliquité et la rotation du bassin mettent en évidence que ces trois déterminants majeurs de la marche ne réduisent pas significativement l'amplitude de déplacement vertical du tronc. En effet, ces travaux montrent que les relations phasiques entre ces variables angulaires et la trajectoire verticale réelle du CM sont telles que ces trois déterminants ne réduisent pas l'excursion verticale du CM mais pourraient plutôt légèrement l'augmenter. En ce qui concerne les mécanismes de pied et de cheville impliqués lors de la phase d'appui, Gard *et al.* (Gard et Childress [2001]) ont estimé, en se basant sur un modèle pendule inversé en forme de balancier (figure 6.1), caractérisé par la longueur de pas réalisé, la géométrie de la jambe et du pied, que la trajectoire verticale du CM serait aplatie en raison du roulement mécanique du point de contact du pied au sol. Ce déplacement vers l'avant du point de contact du pied au sol, du talon aux orteils, correspondrait au déplacement du CP au cours de la phase d'appui de la marche (Gard et Childress [2001]; Lee et Farley [1998]). S'il y a une translation vers l'avant du point de contact au sol, alors l'angle de la jambe d'appui virtuelle devrait varier légèrement et le déplacement vertical du CM en serait diminué d'où une trajectoire plus aplatie. Kerrigan *et al.* (Kerrigan *et al.* [2001]) ont également montré l'importance de l'élévation du talon dans la réduction de l'amplitude verticale de la trajectoire *réelle* du CM.

Cependant, ces études se sont focalisées sur l'influence isolée d'un des déterminants de la marche sur la trajectoire du CM, impliquant une modélisation mathématique uniquement dédiée au déterminant considéré. Della Croce (Della Croce *et al.* [2001]) a donc comparé les données de déplacement vertical du CM obtenu en introduisant chacun des six déterminants dans un modèle *compass gait* modifié (figure 6.2) à la trajectoire verticale dite de référence du CM. Chacune des contributions sur la trajectoire du CM a été calculée à deux instants différents de la phase d'appui : les instants où le CM atteint sa hauteur minimale et sa

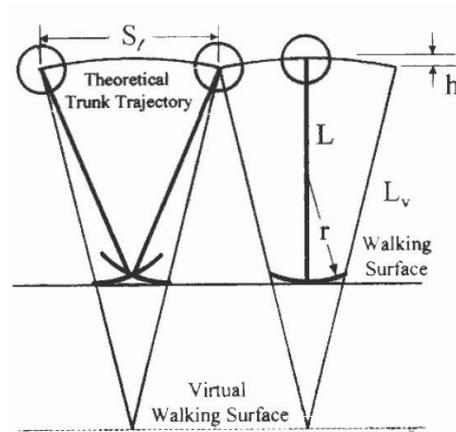


FIGURE 6.1 – Modèle pendule inversé en forme de balancier caractérisé par un pendule inversé classique, d’une longueur de jambe virtuelle et d’une surface de marche virtuelle. Ce modèle est utile pour déterminer les relations entre les nombreuses variables associées à la marche, incluant l’excursion verticale (h), la longueur de pas (Sl), la longueur géométrique de la jambe (L), le rayon du balancier (r), et la longueur de la jambe virtuelle (L_v) (Gard et Childress [2001]).

hauteur maximale.

Par ailleurs, nombre des études citées en amont évaluent l’influence des déterminants de la marche en se basant sur le déplacement vertical du pelvis. Or, Whittle (Whittle [1997]) montre, en s’aidant d’un système d’analyse cinématique tridimensionnelle de la marche, qu’en général le pelvis subit une amplitude de déplacement verticale d’environ 6 mm plus élevée que celle du CM.

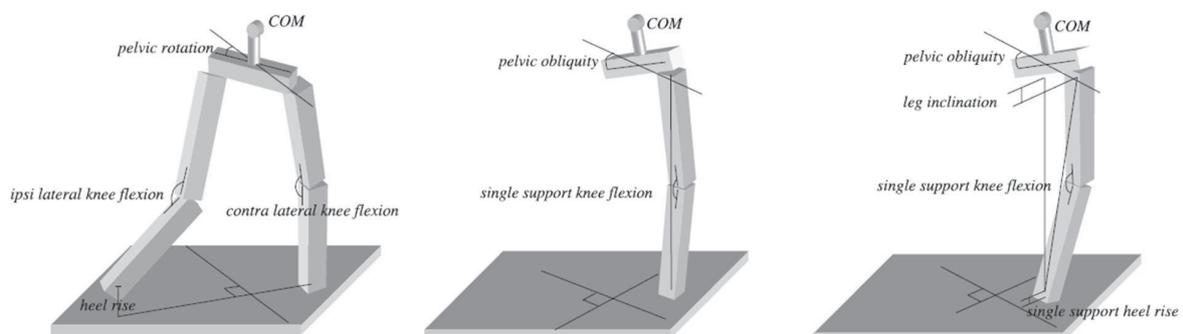


FIGURE 6.2 – Modèles *compass gait* modifiés incluant les déterminants de la marche (Della Croce *et al.* [2001]).

En outre, peu d'études se sont intéressées à l'influence des déterminants de la marche sur les variations observées du pattern de force d'appui du pied au sol. En effet, alors que le modèle de type *compass gait* montre que les variations d'énergie potentielle et cinétique externe s'opposent l'une à l'autre, il ne peut rendre compte que d'un pic de force verticale en milieu de simple appui, quand la jambe est perpendiculaire au sol. Plusieurs auteurs (Pandy [2003]; Pandy et Berme [1988]; Siegler *et al.* [1982]) ont proposé des modélisations étendues de type *compass gait* en articulant un pendule simple au niveau de la hanche afin de simuler un couple articulaire autour de la flexion de la hanche, du genou et de la cheville, et ainsi expliquer, comment les mécanismes du membre inférieur en appui contribuent au pattern de la force de réaction verticale au cours de la marche normale. Pour cela, Pandy (Pandy [2003]) a élaboré un modèle musculosquelettique tridimensionnel pour évaluer les contributions individuelles des muscles sur la composante verticale de la force de réaction. Ce modèle inclut l'ensemble des déterminants cités par Saunders et al. (Saunders *et al.* [1953]).

Dans ce chapitre, nous proposons un modèle mathématique basé sur une représentation *compass gait* étendue de la marche, capable d'évaluer les contributions respectives des déterminants de la marche sur l'amplitude verticale de déplacement du CM. Les contributions respectives de chacun de ces déterminants sur ce déplacement vertical sont évaluées en implémentant dans le modèle mathématique les mesures expérimentales associées aux déterminants de la marche et calculées à partir de la capture tridimensionnelle du mouvement. Les trajectoires du CM obtenues, tenant compte de chacun des déterminants, seront comparées d'une part à la trajectoire de référence et d'autre part, à celle simulée par le modèle *compass gait*. Enfin, en se basant sur les trajectoires calculées en introduisant chacun de ces déterminants, nous avons quantifié leurs contributions sur le pattern de force verticale d'appui au sol.

6.2 Trajectoire dite *de référence* du centre de masse

La trajectoire de référence du CM est définie par la somme pondérée des trajectoires des CM des segments corporels du système plurisegmentaire :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O)}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{16} m_i T^{0,i} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O)}^{c_i} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_i} \quad (6.1)$$

où $\mathbf{r}_{(O)}^C$ est la position absolue du CM, m_i représente la masse du segment i , $M = \sum_{i=1}^{16} m_i$ est la masse totale du sujet. $T^{j,k}$ définit la matrice roto-translation de \mathcal{R}_j vers \mathcal{R}_k .

6.3 Représentation matricielle du modèle *compass gait*

On génère un modèle *compass gait* en reliant virtuellement en début de phase d'appui le CM au CP. Dans ce modèle, le CP est considéré comme fixe dans \mathcal{R}_0 , ainsi que la longueur du levier ℓ définie comme la distance entre le CM et le CP. Soit P le CP. On considère sa position moyenne \bar{P} telle que :

$$\mathbf{r}_{(O)}^{\bar{P}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \mathbf{r}_{(O)}^P \quad (6.2)$$

où N représente le nombre d'échantillons considéré.

On introduit le repère local $\mathcal{R}_{\bar{P}} = (O_{\bar{P}}, \mathbf{x}_{\bar{P}}, \mathbf{y}_{\bar{P}}, \mathbf{z}_{\bar{P}})$ lié au levier. La position du CM dans \mathcal{R}_0 à chaque instant est donc définie par la relation :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O)}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = T^{0,\bar{P}} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(\bar{P})}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_{\bar{P}}} \quad (6.3)$$

où $T^{0,\bar{P}}$ est la matrice de roto-translation de \mathcal{R}_0 à $\mathcal{R}_{\bar{P}}$. C parcourt uniquement une trajectoire sagittale suivant l'angle de rotation sagittale instantannée $\alpha(t)$ entre la jambe d'appui et l'axe vertical; c'est la seule variable qui dépend du temps. La longueur du levier ℓ , tout au long de la phase de simple d'appui, est définie à l'instant initial de la phase d'appui (CI). En pratique, ce modèle est utilisé pour l'analyse globale de la marche pendant la phase d'appui tout en s'affranchissant de la modélisation multicorps. Les relevés

de trajectoire du CM dans \mathcal{R}_0 déterminent les valeurs numériques de $T^{0,\bar{P}}$ et l'angle α est alors identifié aux valeurs numériques à chaque instant par :

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{-T_{12}^{0,\bar{P}}}{T_{22}^{0,\bar{P}}} \right) \quad (6.4)$$

6.4 Contribution des déterminants de la marche sur la trajectoire du centre de masse

Le modèle *compass gait* présenté précédemment ne permet pas d'observer l'effet des déterminants de la marche. Ainsi, nous développons un modèle *compass gait* étendu en intégrant quatre segments représentant le membre inférieur du sujet étudié (jambe, cuisse, bassin, segment bassin - CM). Soient S_i ces quatre segments ($i=1,4$) auxquels nous associons respectivement les repères locaux \mathcal{R}_i (figure 6.3). Nous pouvons alors écrire :

$$\mathbf{r}_{(O)}^C = \mathbf{r}_{(O)}^{O_1} + \mathbf{r}_{(O_1)}^{O_2} + \mathbf{r}_{(O_2)}^{O_3} + \mathbf{r}_{(O_3)}^{O_4} + \mathbf{r}_{(O_4)}^C \quad (6.5)$$

Soit, en ramenant toutes les coordonnées dans le repère de référence et en conservant le repère local \mathcal{R}_P :

$$\left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(O)}^C \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_0} = T^{0,1} \left(\left(\left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(O_1)}^{O_2} \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_1} + T^{1,2} \left(\left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(O_2)}^{O_3} \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_2} + T^{2,3} \left(\left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(O_3)}^{O_4} \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_3} + T^{3,4} \left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(O_4)}^C \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_4} \right) \right) \right) \right) \quad (6.6)$$

Les contributions respectives de chacun des déterminants sur la trajectoire verticale du CM ont été quantifiées en introduisant les données expérimentales liées au déterminant étudié dans la matrice de roto-translation considéré.

$$T^{0,1} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_P & -\sin \alpha_P & 0 & x_P \\ \sin \alpha_P & \cos \alpha_P & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & z_P \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ avec } \begin{bmatrix} x_P \\ 0 \\ z_P \\ 1 \end{bmatrix} = \left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(O)}^{O_1} \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_0} \quad (6.7)$$

$$\text{ou } T^{0,1} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_1 & -\sin \alpha_1 & 0 & x_{\bar{P}} \\ \sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & z_{\bar{P}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ avec } \begin{bmatrix} x_{\bar{P}} \\ 0 \\ z_{\bar{P}} \\ 1 \end{bmatrix} = \left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(O)}^{O_1} \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_0}, \quad (6.8)$$

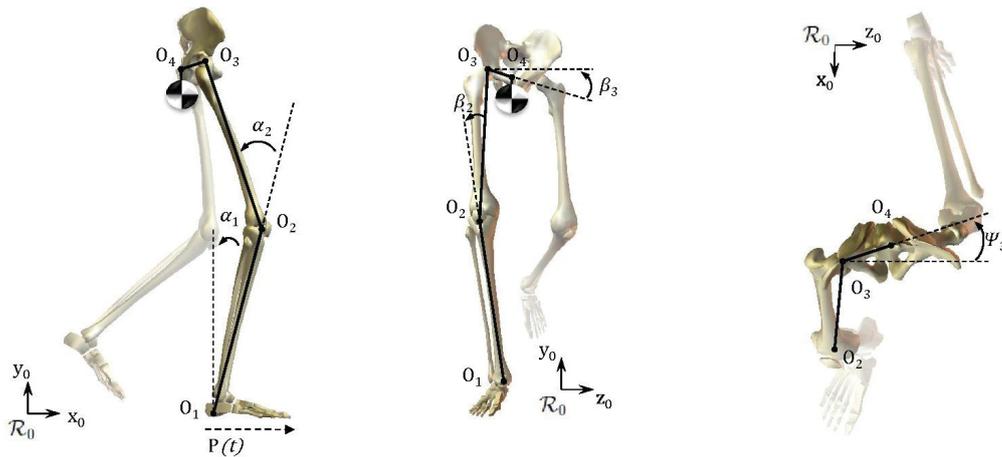


FIGURE 6.3 – Définition des 6 variables cinématiques représentant les déterminants de la marche : $P(t)$, $\alpha_1(t)$, $\alpha_2(t)$, $\beta_2(t)$, $\beta_3(t)$ et $\psi_3(t)$. \mathcal{R}_0 représente le repère global.

en considérant respectivement les mécanismes du pied ou ceux de la cheville.

$$T^{1,2} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta_2 & -\sin \beta_2 & \ell_1 \\ 0 & -\sin \beta_2 & \cos \beta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ avec } \begin{bmatrix} 0 \\ \ell_1 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_1)}^{O_2} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_1} \quad (6.9)$$

$$\text{ou } T^{1,2} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_2 & -\sin \alpha_2 & 0 & 0 \\ \sin \alpha_2 & \cos \alpha_2 & 0 & \ell_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ avec } \begin{bmatrix} 0 \\ \ell_1 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_1)}^{O_2} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_1}, \quad (6.10)$$

en considérant respectivement l'angle tibiofémoral ou la flexion du genou en appui.

$$T^{2,3} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta_3 & -\sin \beta_3 & \ell_2 \\ 0 & -\sin \beta_3 & \cos \beta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ avec } \begin{bmatrix} 0 \\ \ell_2 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_2)}^{O_3} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_3} \quad (6.11)$$

$$\text{ou } T^{2,3} = \begin{bmatrix} \cos \psi_3 & 0 & -\sin \psi_3 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & \ell_2 \\ -\sin \psi_3 & 0 & \cos \psi_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ avec } \begin{bmatrix} 0 \\ \ell_2 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_2)}^{O_3} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_3}, \quad (6.12)$$

en considérant respectivement l'obliquité ou la rotation du bassin. $T^{3,4}$, la matrice de roto-translation du référentiel \mathcal{R}_3 au référentiel \mathcal{R}_4 , et $\mathbf{r}_{(O_4)}^C$ sont définis constants au cours de l'appui. α_P définit l'angle de rotation sagittal entre la jambe d'appui et l'axe vertical en considérant le déplacement du CP. Par conséquent, α_P et $\mathbf{r}_{(O)}^P = [x_P \ 0 \ z_P]^t$ représentent les mécanismes de pied à travers la translation du CP. α_1 définit la flexion plantaire/dorsale de la cheville en appui, α_2 la flexion/extension du genou, β_2 l'angle tibiofémoral, β_3 l'obliquité du bassin et ψ_3 la rotation du bassin. Dans chacune des représentations des déterminants de la marche, seule la variable cinématique concernée varie au cours de la phase d'appui. Les données cinématiques d'entrée sont définies par les valeurs mesurées au cours du pas complet et les données liées aux autres déterminants de la marche sont fixées constantes.

Notons qu'en conservant toutes les matrices de roto-translation relatives aux déterminants de la marche constantes au cours de la phase d'appui, on peut alors simuler une trajectoire du CM équivalente à celle d'un *compass gait*, seulement en considérant l'angle de rotation sagittal $\alpha_{\bar{P}}(t) = \alpha(t) - \alpha_1(CI)$.

6.5 Influence des déterminants de la marche sur la force d'appui au sol

En considérant chacun des déterminants de la marche, la force verticale d'appui au sol a été calculée comme la dérivée de second ordre de la trajectoire du CM calculée, multipliée par la masse du sujet et additionnée au poids du sujet, tel que :

$$\mathbf{f} = M \begin{bmatrix} \ddot{x}_C \\ \ddot{y}_C \\ \ddot{z}_C \\ 0 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} + \begin{bmatrix} 0 \\ Mg \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} \quad (6.13)$$

où $\mathbf{f} = [f_x \ f_y \ f_z \ 0]^T$ est la résultante des forces d'appui au sol et $g = 9.81 \text{ m.s}^{-2}$ est l'accélération de pesanteur.

6.6 Statistiques

Les trajectoires calculées sont normalisés par rapport à la longueur de la jambe du sujet. L'amplitude des trajectoires et les forces verticales d'appui au sol sont normalisées respectivement par rapport à la durée de la phase d'appui et la durée de la phase de simple appui. Ces données sont également moyennées par rapport à la vitesse de marche des essais réalisés (lent, confortable et rapide).

Une analyse par régression linéaire a été réalisée afin d'établir les relations entre l'amplitude de déplacement vertical du CM et la vitesse de marche. L'intersection des lignes de régression des modèles (constante de régression) a été fixée à zéro. Les coefficients de régression ont également été calculés.

6.7 Résultats

La figure 6.4 montre que l'obliquité du bassin, la flexion du genou et la flexion plantaire de la cheville apparaissent en début de phase d'appui et au cours du double appui. Au début du simple appui, juste après le décollage des orteils, le genou en appui commence son extension et la cheville fléchit dorsalement. En fin de simple appui, le genou fléchit et la cheville subit une flexion plantaire.

L'influence respective des six déterminants sur l'amplitude de la trajectoire du CM est illustrée sur la figure 6.5. L'augmentation progressive de l'extension du genou en appui apparaissant au cours du simple appui de LO jusqu'à 75% du simple appui entraîne une élévation significative du déplacement vertical du CM, corrélée avec la vitesse de marche. En effet, l'extension du genou contribue à l'excursion verticale du CM au cours de la seconde moitié du simple appui est de $0,006 \pm 0,001$ m (vitesse lente), $0,008 \pm 0,002$ m (vitesse confortable) et $0,014 \pm 0,005$ m (vitesse rapide). De plus, les résultats révèlent que les mécanismes de la cheville contribuent à l'excursion verticale du CM particulièrement durant la première moitié du simple appui ($0,041 \pm 0,005$ m, $0,046 \pm 0,009$ m et $0,060 \pm 0,011$ m) lors de la dorsiflexion de la cheville (figure 6.4). Au cours du double appui, la flexion du genou en appui et l'obliquité du bassin permet de réduire le déplacement vertical du CM (respectivement $0,003 \pm 0,001$ m, $0,004 \pm 0,001$ m, $0,006 \pm 0,001$ m et $0,010 \pm 0,002$ m, $0,013 \pm 0,003$ m, $0,015 \pm 0,003$ m). A l'instant où le CM atteint son apogée, le déplacement du CP permet de réduire la trajectoire pendulaire estimée à partir du CM de $0,018 \pm 0,002$ m, $0,020 \pm 0,002$ m et $0,027 \pm 0,003$ m, respectivement pour des vitesses de marche lente, confortable et rapide.

L'amplitude de la trajectoire verticale du CM modélisé par le *compass gait* augmente ($y = 0,0308x + 0,0137, r = 0,25$) de façon beaucoup plus significative que la trajectoire de référence ($y = 0,0112x + 0,0262$) (figure 6.6). L'introduction de la flexion du genou en appui ($y = 0,0276x + 0,0232, r = 0,46$) et celle des mécanismes de pied ($y = 0,0132x + 0,0167, r = 0,75$) dans le modèle étendu permettent de réduire sensiblement l'amplitude de déplacement vertical du CM.

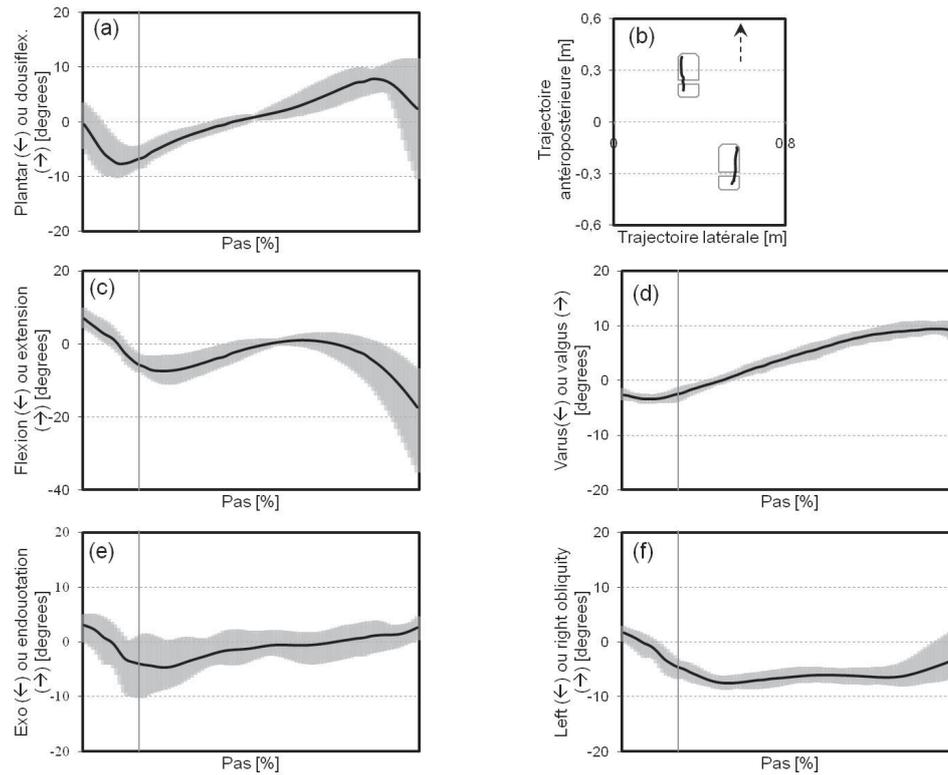


FIGURE 6.4 – Données cinématiques expérimentales typiques : flexion plantaire/dorsale de la cheville en appui (a), translation du centre de pression (b), flexion/extension du genou en appui (c), angle tibiofémoral (d), rotation du bassin (e) et obliquité du bassin (f). les courbes moyennes des angles articulaires sont illustrés pour une phase d'appui de la marche normale. Les corridors gris indiquent les écart-typés et la ligne continue verticale signifie l'instant de décollage des orteils *LO*. Les données cinématiques ont été analysées du contact initial *CI* au contact initial controlatéral *CIC*. Le déplacement du centre de pression sous chaque pied d'appui a été représenté pour un cycle complet de marche à vitesse de marche confortable.

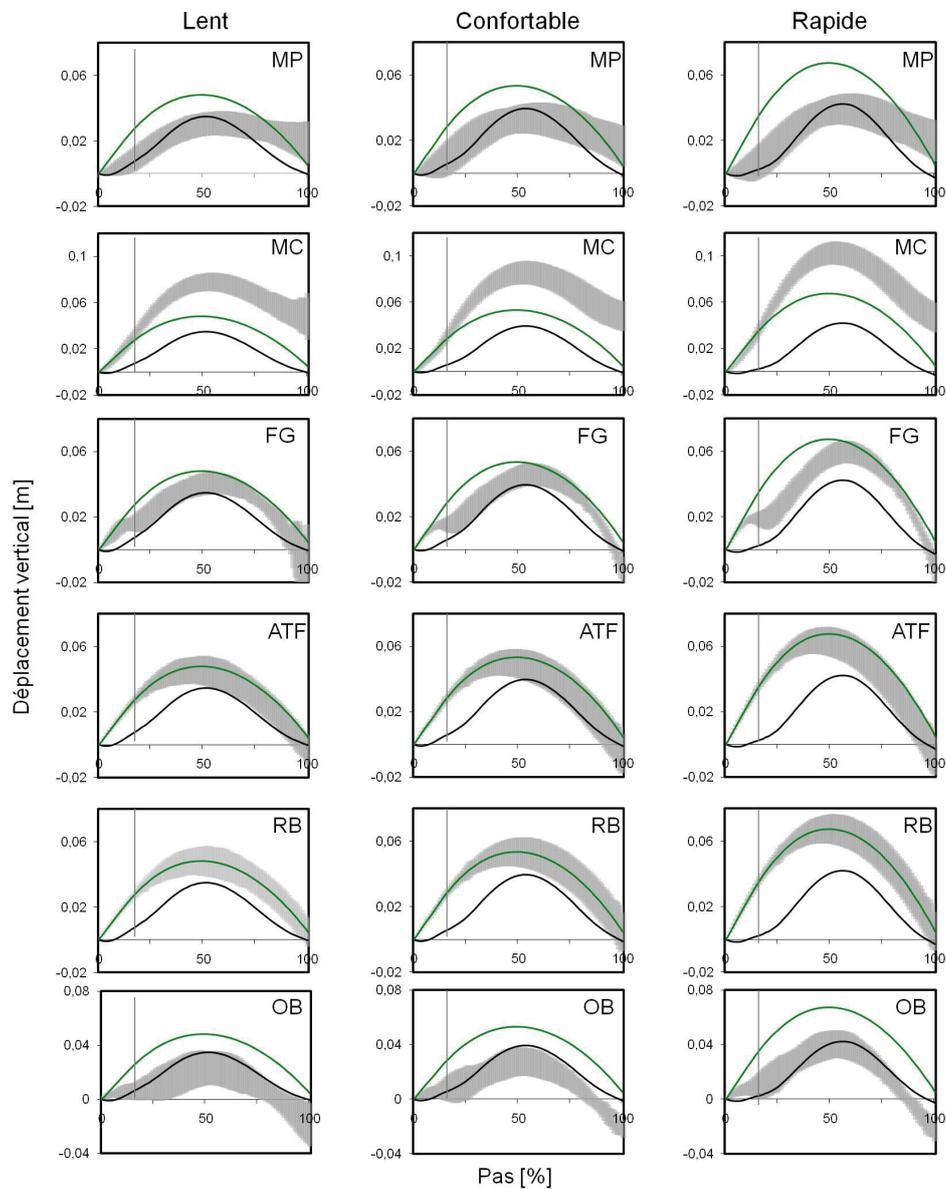


FIGURE 6.5 – Comparaison entre les trajectoires verticales calculées du centre de masse : la trajectoire de référence (noir), la simulation par représentation *compass gait* (vert) et les trajectoires prédites en tenant compte de chacun des six déterminants + SD (corridors gris) : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB). La ligne verticale continue définit l’instant de lever des orteils TO . Les trajectoires ont été normalisées par rapport à la longueur de la jambe et exprimées en % de la phase d’appui.

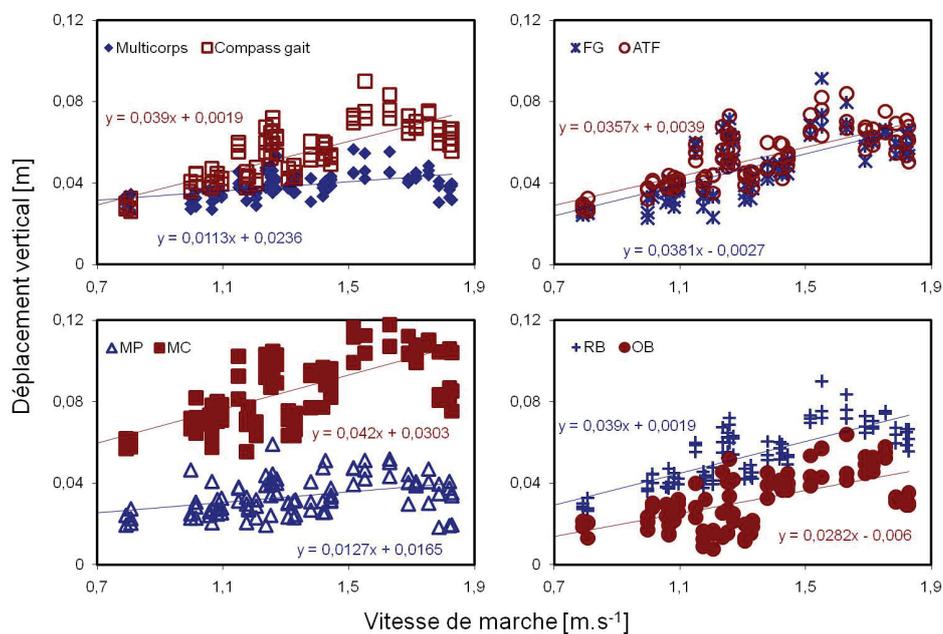


FIGURE 6.6 – Amplitudes moyennées des trajectoires du centre de masse pour différentes vitesses de marche, pour le modèle plurisegmentaire, le modèle *compass gait* et les contributions respectives des six déterminants de la marche : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB). Les droites représentent les lignes de régression par moindres carrés.

La figure 6.7 montre les contributions respectives des déterminants de la marche sur la force verticale d'appui au sol. L'apparition successive des deux pics de force verticale d'appui enregistrée au cours du simple appui y est illustrée. A l'instant du premier pic, en début de simple appui, la composante verticale de la force d'appui calculée en tenant compte de la flexion du genou en appui (1,13, 1,28 et 1,39 N.kg⁻¹ respectivement à vitesses lente, confortable et rapide) et l'obliquité du bassin (1,03, 1,02 et 1,21 N.kg⁻¹) montre que ces déterminants ont une influence majeure sur l'apparition du premier pic. Les mécanismes de cheville (1,01, 1,01 et 1,01 N.kg⁻¹), à travers la flexion plantaire de la cheville, est un déterminant majeur de l'apparition du second pic de force verticale en fin de simple appui. Le déplacement du CP apporte une contribution importante à l'apparition successive des deux pics de force verticale d'appui, particulièrement à vitesse rapide (respectivement 1,00, 1,02, 1,22 N.kg⁻¹ et 0,99, 0,99, 1,00 N.kg⁻¹ pour les premier et second pics de la composante verticale de la force d'appui au sol).

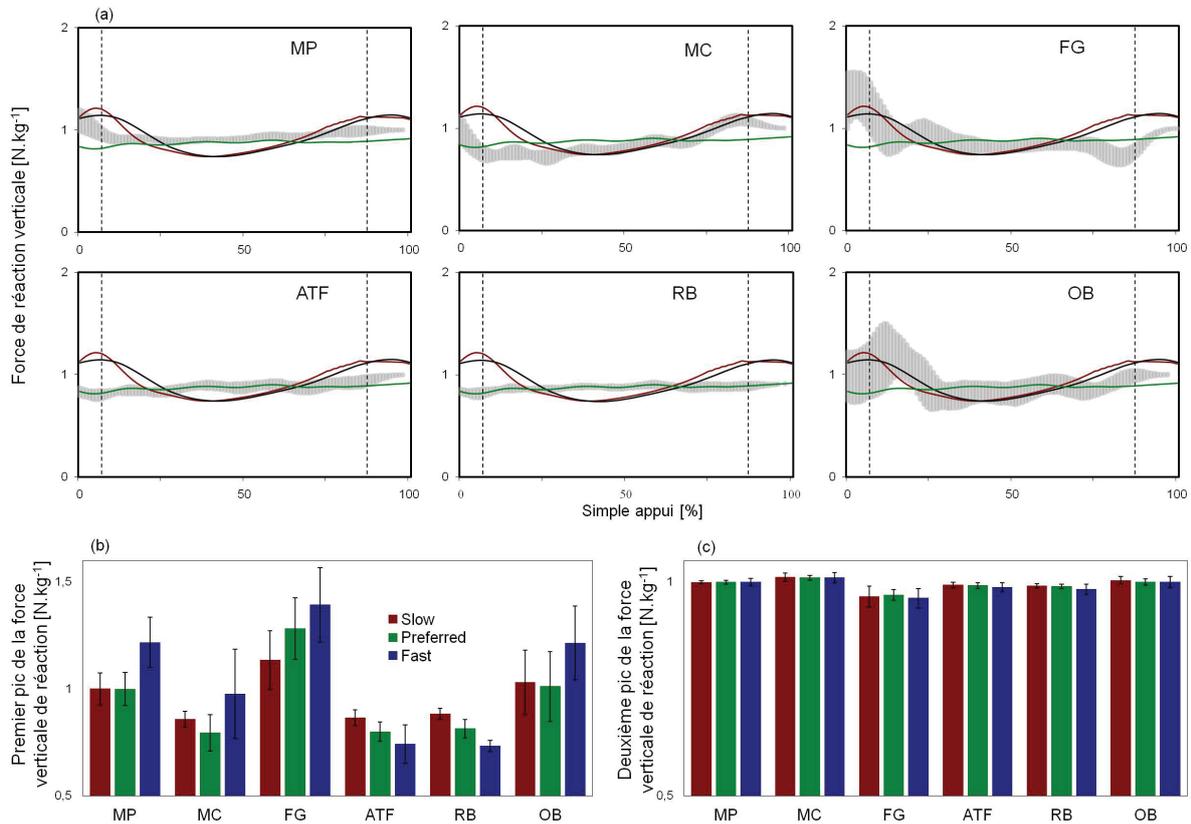


FIGURE 6.7 – Contributions respectives des déterminants de la marche sur la composante verticale de la force d'appui au sol : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB). L'évolution moyenne de chacun des patterns de force verticale d'appui au sol obtenues (a) est présentée pour une phase de simple appui à allure confortable. Les corridors en gris indiquent les écart-types. Les données de force tenant compte des déterminants sont comparées aux données de force verticale enregistrée par les plateformes de force (bleu) et celles calculées à partir de la trajectoire de référence du CM (rouge). Les données de force moyennées sont normalisées par rapport au poids du sujet. Les valeurs de force obtenues pour chacun des déterminants aux instants d'apparition du premier pic (b) et du deuxième pic (c) de la force verticale enregistrée par les plateformes de force sont illustrées à vitesse de marche lente, confortable et rapide. Les traits verticaux indiquent les écart-types.

6.8 Discussion et conclusions

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés à l'analyse de la trajectoire verticale estimée du CM et celle de la composante verticale de la force d'appui prédite en utilisant une représentation *compass gait* étendue. Le modèle *compass gait* surestime très largement l'amplitude de cette trajectoire comparativement à la trajectoire de référence obtenue par modélisation plurisegmentaire. Aussi, il prédit une amplitude de force verticale d'appui au sol opposée aux enregistrements des plateformes de force (Pandy [2003]). Le modèle proposé analyse l'influence des six déterminants majeurs de la marche établis par Saunders et al. (Saunders et al. [1953]).

Comme l'ont mis en évidence Kerrigan et al. (Kerrigan et al. [2001]), la rotation du bassin contribue de façon négligeable à la fois à la minimisation de l'amplitude de déplacement vertical du CM et au pattern de force verticale d'appui au sol. L'angle tibiofémoral ne montre également aucune contribution sur ces deux paramètres durant l'appui. Le troisième déterminant, la flexion du genou en appui, ne montre aucune contribution à la diminution de la position verticale estimée à l'instant de pic vertical de la trajectoire de référence du CM (figures 6.5 et 6.6). Ces résultats corroborent également ceux issus des travaux de Gard et al. (Gard et Childress [1997, 1999, 2001]) qui ont montré qu'il existe un déphasage entre l'apparition de la flexion du genou en appui et l'instant d'apparition de pic vertical de la trajectoire du CM à *midstance*. Le genou subit une flexion maximale à *LO* et une extension maximale à l'instant de pic de déplacement vertical du CM à *midstance*. Ainsi, l'augmentation progressive de l'extension du genou en appui qui apparaît lors du simple appui entraîne une augmentation significative de l'amplitude de déplacement vertical du CM. En fait, la contribution de la flexion du genou en appui, ainsi que celle de l'obliquité du bassin, à la diminution de l'amplitude de déplacement vertical du CM est majeure au cours de la phase de double appui (figure 6.5). Plusieurs auteurs (Gard et Childress [1997, 1999]; Kerrigan et al. [2001]) ont émis l'hypothèse qu'en considérant leur évolution durant le cycle de marche, la flexion du genou et l'obliquité du bassin du membre inférieur en appui seraient grandement impliquées dans l'absorption d'une partie du choc mécanique généré

par le contact initial du pied au sol et le transfert rapide du poids du membre porteur vers le membre oscillant au cours du double appui. Cela permettrait d'atténuer la transmission du choc mécanique du contact initial du pied au sol et de diminuer le coût énergétique lors du double appui, qui serait beaucoup plus important si la transition entre deux simples appuis successifs, comme le modélise le *compass gait*, était instantanée (Donelan *et al.* [2002a]; Kuo [2007]). Une des principales explications serait que ni le lever des orteils ni le contact initial du pied ne peut être exécuté de façon parfaitement impulsive, en raison des limites de production de forces que peut supporter la structure osseuse du membre porteur. Ces forces sont aussi en partie supportées par les muscles et le coût énergétique de production cyclique des forces musculaires au genou et à la hanche pourrait favoriser des transitions de longue durée plutôt que des transitions de courte durée entre deux simples appuis successifs. De plus, la flexion du genou en appui permettrait de diminuer la quantité de travail nécessaire à rediriger le CM vers le haut lors du double appui. Un autre bénéfice potentiel pourrait être le stockage et la restitution potentielle de l'énergie élastique dans les muscles du genou lors de sa flexion. La restitution de l'énergie pourrait apparaître tôt au cours du simple appui quand le travail du poids effectué au CM du sujet est élevé (Kuo [2007]). De plus, la figure 6.7 suggère que le pic vertical de force d'appui au sol, en début de simple appui, est dû à la fois à la flexion du genou en appui et à l'obliquité du bassin. Ces résultats confirment les conclusions de Pandy (Pandy [2003]) qui montrent, à partir d'un modèle de la marche à 23 degrés de liberté et 54 muscles, que les fléchisseurs du genou et les abducteurs de la hanche contribuent significativement au premier pic vertical de force d'appui au sol en début du simple appui quand ces muscles produisent une force d'amplitude considérable.

Les mécanismes de la cheville, à travers la flexion plantaire de la cheville en fin de simple appui, permettent de lisser la trajectoire verticale du CM juste avant *CIC*. Ils contribuent donc, à cet instant, à l'apparition du second pic vertical de force d'appui au sol (figure 6.7). Neptune *et al.* (Neptune *et al.* [2001]) montrent que les fléchisseurs plantaires se contractent pour générer presque tout le travail positif des muscles du membre inférieur en appui en fin de simple appui. Ils participent activement à la propulsion et contribuent de façon plus

importante que les autres groupes musculaires au support et à la progression du CM vers l'avant (Kepple *et al.* [1997]; Neptune *et al.* [2001]).

Les mécanismes de pied, à travers la translation du CP sous le pied d'appui, semble être le déterminant majeur de la marche de la diminution du déplacement vertical du CM au cours du simple appui de la marche (figures 6.5 et 6.6). Ces résultats confirment ceux de Gard *et al.* (Gard *et Childress* [2001]) qui ont montré, à travers une modèle pendule inversé en forme de balancier, que la diminution du déplacement vertical du CM est en partie due aux mécanismes de pied et de cheville, la géométrie de la jambe et la longueur de pas du sujet. Ces éléments fondamentaux de la mécanique de la marche permettent de considérer les effets cumulés de l'élévation du talon, de la flexion plantaire/dorsale de la cheville et du roulement mécanique de la plante du pied d'appui. Certains auteurs ont inclus un long pied semi-circulaire dans leur robot bipède expérimental de marche dynamique passive (McGeer [1990a,b]). Ceci leur permet d'une part une plus grande stabilité qu'un point de contact fixe au sol, et d'autre part, une marche plus économique en réduisant le déplacement du CM. De plus, les mécanismes de pied semblent participer à l'économie de marche en phase de simple appui en permettant au sujet d'atteindre une composante verticale de force d'appui au sol égale poids de corps tout au long du simple appui sans variation significative de cette composante (figure 6.7). Comme le soutient Mc Geer (McGeer [1990a]), on peut considérer que la forme en balancier du pied minimise le coût énergétique de la marche en réduisant les variations de vitesse du CM. Plusieurs auteurs ont suggéré que des orthèses podales seraient améliorées en considérant le roulement mécanique du pied au cours de la phase d'appui de la marche (Gard *et Childress* [2001]; McGeer [1990a]).

Simulation de la trajectoire du centre de masse

Sommaire

7.1	Introduction	119
7.2	Modèle géométrique de Zijlstra	121
7.3	Modèle pendule inversé 3D étendu (EIP3D)	123
7.4	Statistiques	124
7.5	Résultats	126
7.6	Discussion et conclusions	131

7.1 Introduction

Les modèles mécaniques simplifiés peuvent prédire raisonnablement un nombre important d'observations expérimentales de la marche normale (Bertram et Ruina [2001]; Cavagna *et al.* [2000]; Donelan *et al.* [2001]; Garcia *et al.* [1998]; Kram *et al.* [1997]; Kuo [2001]; Minetti *et al.* [1993]; Minetti et Saibene [1992]) tout en s'affranchissant de toute modélisation plurisegmentaire. Cependant, rappelons que l'utilisation de ces modèles ne permet pas de prédire la trajectoire du CM lors de la phase de double appui (chapitre 2). En effet, si le modèle *compass gait* définit la phase de double appui comme une transition instantanée entre deux simples appuis successifs, le modèle pendule inversé relie horizontalement les positions respectives du CM à l'instant final du simple appui et à l'instant initial du simple appui suivant. Pour résoudre ces approximations, Zijlstra et al. (Zijlstra et Hof

[1997]) considèrent que le déplacement du CM lors de la phase de double appui décrit une sinusoïde et est donc assimilable à la trajectoire d'un pendule simple (figure 7.1). Cette modélisation géométrique permet d'assurer la continuité des trajectoires tridimensionnelles prédites du CM ainsi que de leurs dérivées aux instants de transition entre simple et double appui.

Par ailleurs, les modèles mécaniques simplifiés restreignent l'analyse au plan sagittal, détaillant les mécanismes de contrôle de la progression vers l'avant au cours de la marche, sans considération pour les mécanismes de contrôle latéral du CM dans le plan frontal (Lyon et Day [1997]; MacKinnon et Winter [1993]; Winter *et al.* [1993]). Pour cette raison, Zijlstra (Zijlstra et Hof [1997]) introduit dans son modèle géométrique de la marche, une représentation spécifique de la trajectoire du CM dans les plans frontal et sagittal (figure 7.1). Cependant, ce modèle schématise la marche avec une jambe d'appui rigide sur laquelle le CM parcourt un arc de cercle parfait. Par conséquent, l'amplitude de la trajectoire verticale du CM est surestimée par rapport à la trajectoire de référence.

L'objectif de ce travail est de proposer une simulation réaliste de la trajectoire tridimensionnelle du CM au cours de la marche normale à partir d'une modélisation mécanique simplifiée. Nous proposons un modèle, l'EIP3D (i.e. *3D Extended Inverted Pendulum*), qui représente, à l'instar des travaux de Zijlstra et al. (Zijlstra et Hof [1997]), la trajectoire du CM au cours de la phase de double appui et considère ses déplacements latéraux au cours du cycle complet de marche. L'originalité de ce travail réside dans l'introduction dans le modèle proposé du déterminant majeur de la réduction de l'excursion verticale du CM, le déplacement du CP sous le pied d'appui, afin de se rapprocher de la trajectoire de référence du CM. Les résultats de la simulation de la trajectoire du CM issue du modèle EIP3D seront comparés à la trajectoire de référence et celle issue du modèle proposé par Zijlstra (Zijlstra et Hof [1997]).

7.2 Modèle géométrique de Zijlstra

Le modèle pendule inversé est limité à l'analyse de la trajectoire sagittale du CM au cours de la phase de simple appui. Cette trajectoire peut être calculée par la relation suivante :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O)}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = T^{0,\bar{P}} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(\bar{P})}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_{\bar{P}}} \quad (7.1)$$

$$\text{où } T^{0,\bar{P}} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_s & -\sin \alpha_s & 0 & x_{\bar{P}} \\ \sin \alpha_s & \cos \alpha_s & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & z_{\bar{P}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7.2)$$

La longueur de la jambe du pendule ℓ_s , définie comme la distance entre C et \bar{P} à LO , est constante tout au long de la phase de simple appui, et la trajectoire verticale approchée représentée par C est construite selon une portion de sinussoïde entre les instants LO et CI dont l'angle de rotation dans le plan sagittal est α_s .

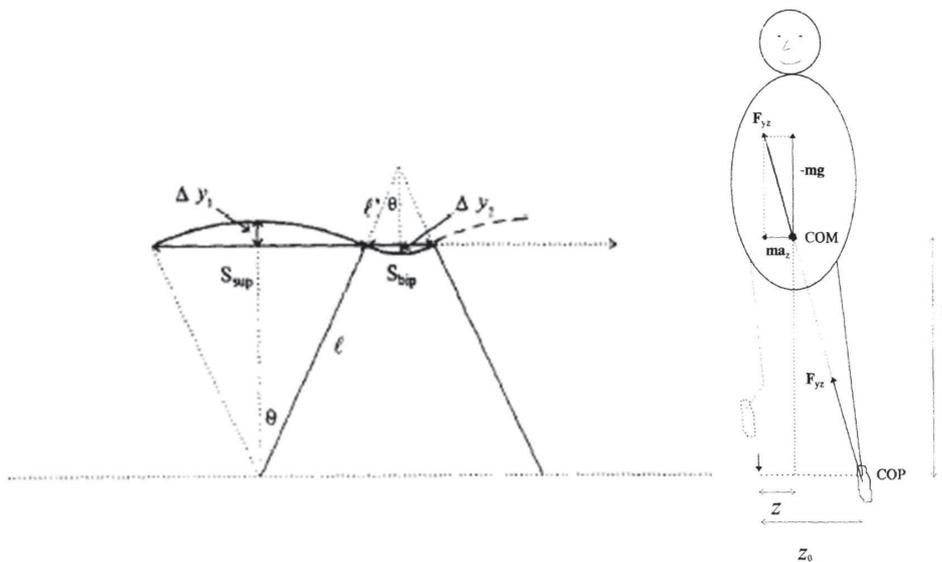


FIGURE 7.1 – Modèle pendulaire tridimensionnel de la marche proposé par Zijlstra (Zijlstra et Hof [1997]). La figure de gauche représente le modèle de déplacement vertical du pelvis. A droite, le modèle de contrôle des mouvements latéraux du CM est schématisé.

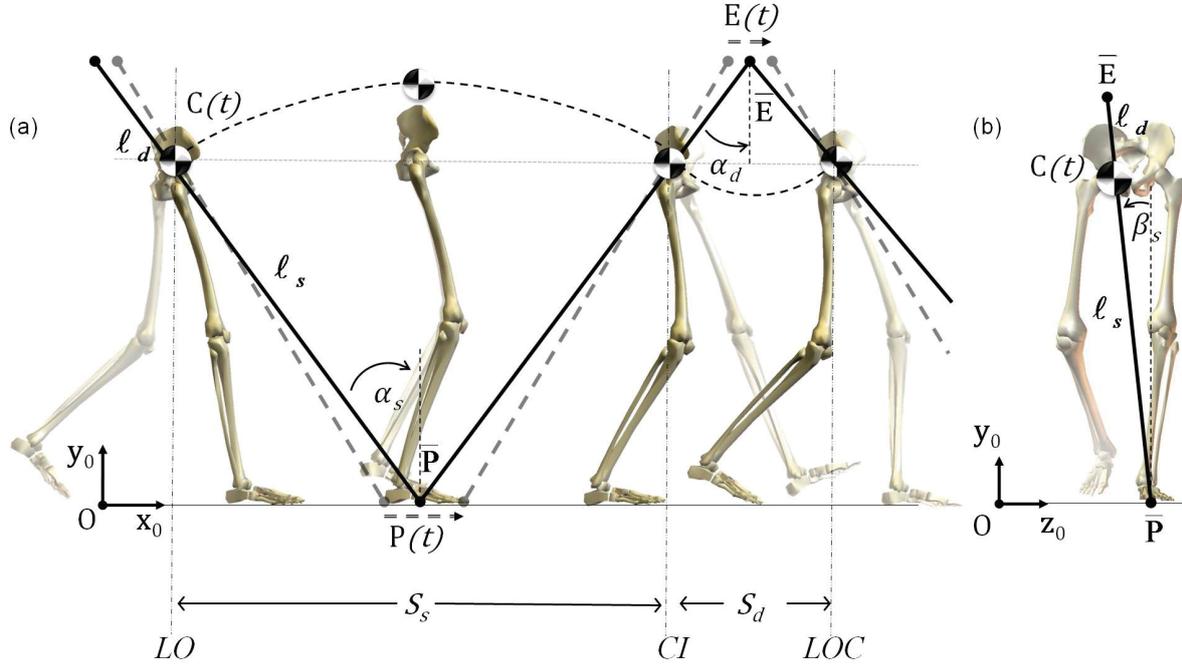


FIGURE 7.2 – Représentation sagittale du déplacement vertical du CM au cours de la marche obtenu à partir des modèles de Zijlstra et EIP3D. S_s , S_d , l_s et l_d représentent respectivement le déplacement horizontal du CM et la longueur de la jambe du pendule au cours des phases de simple et double appui.

Le modèle géométrique tridimensionnel proposé par Zijlstra (Zijlstra et Hof [1997]) implique l'introduction de l'angle de rotation dans le plan frontal β_s (figure 7.2). La relation 7.1 devient alors :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O)}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = T^{0,\bar{P}} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(\bar{P})}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_{\bar{P}}} \quad (7.3)$$

$$\text{où } T^{0,\bar{P}} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_s & -\sin \alpha_s \cos \beta_s & \sin \alpha_s \sin \beta_s & x_{\bar{P}} \\ \sin \alpha_s & \cos \alpha_s \cos \beta_s & \cos \alpha_s \sin \beta_s & 0 \\ 0 & \sin \beta_s & \cos \beta_s & z_{\bar{P}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7.4)$$

Zijlstra (Zijlstra et Hof [1997]) considère que le déplacement du CM au cours de la phase de double appui décrit une sinusoïde et est donc assimilable à la trajectoire d'un pendule simple (figure 7.2). Soit l_d la longueur du pendule simple et \bar{E} le point d'attache du pendule. Les trois points \bar{P} , C et \bar{E} sont alignés aux instants de transition entre simple

et double appuis comme le montre la figure 7.2. ℓ_d est calculé à CI proportionnellement à la répartition des phases de simple et double appui :

$$\ell_d = \ell_s \frac{S_d}{S_s} \quad (7.5)$$

où S_d représente la distance horizontale parcourue par le CM au cours du double support entre les instants CI et LO , S_s représente la distance horizontale parcourue par le CM au cours du simple support entre les instants LO et CI . Avec ce modèle, la trajectoire approchée du CM pour une phase de simple appui suivie d'une phase de double appui s'écrit :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O)}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = \begin{cases} T^{0,\bar{P}} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(\bar{P})}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_{\bar{P}}} & ; t \in [LO, CI] \\ T^{0,\bar{E}} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(\bar{E})}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_{\bar{E}}} & ; t \in [CI, LOC] \end{cases} \quad (7.6)$$

$$T^{0,\bar{E}} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_d & -\sin \alpha_d \cos \beta_d & \sin \alpha_d \sin \beta_d & x_{\bar{E}} \\ \sin \alpha_d & \cos \alpha_d \cos \beta_d & \cos \alpha_d \sin \beta_d & 0 \\ 0 & \sin \beta_d & \cos \beta_d & z_{\bar{E}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7.7)$$

$$\text{et } \mathbf{r}_{(\bar{E})}^C = -\ell_d \mathbf{y}_{\bar{E}} \quad (7.8)$$

$\alpha_d(t)$ et $\beta_d(t)$ représentent respectivement les angles de rotation dans les plans sagittal et frontal du pendule au cours du double appui. Le modèle proposé (relation 7.6) n'assure la continuité des trajectoires à LO entre le double appui et le simple appui suivant que si l'hypothèse de la marche normale à allure régulière est vérifiée. Nous plaçons notre étude sous cette hypothèse.

7.3 Modèle pendule inversé 3D étendu (EIP3D)

L'analyse des différentes contributions des déterminants de la marche a montré l'importance de la prise en compte des mécanismes du pied dans la minimisation de cette amplitude, permettant par conséquent, de se rapprocher de la trajectoire de référence du CM (?). Considérons donc dans le modèle les déplacements du CP sous le pied au lieu

d'un point de contact fixe au sol. La relation 7.6 relative au modèle géométrique de Zijlstra devient en remplaçant \bar{P} par $P(t)$ et \bar{E} par $E(t)$:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O)}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = \begin{cases} T^{0,P} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(P)}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_P} & ; t \in [LO, CI] \\ T^{0,E} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(E)}^C \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_E} & ; t \in [CI, LOC] \end{cases} \quad (7.9)$$

Ainsi, à partir de cette relation, nous introduisons dans le modèle le déplacement du CP. Les longueurs $\tilde{\ell}_s$ et $\tilde{\ell}_d$ restent constantes au cours des phases de simple et double appui telles que :

1. $\tilde{\ell}_s$ représente la longueur entre le CP et le CM à LO ;
2. à CI , les trois points P , C et E sont alignés et

$$\tilde{\ell}_d = \tilde{\ell}_s \frac{S_d}{S_s}.$$

Le déplacement du point E lors de la phase de double appui est déduit d'une homothétie de centre C et de rapport $\frac{S_d}{S_s}$ à CI (figure 7.2) telle que :

$$\delta(\mathbf{r}_{(O)}^E) = \frac{S_d}{S_s} \delta(\mathbf{r}_{(O)}^P) \quad (7.10)$$

Ainsi, l'homothétie observable par la modélisation de Zijlstra (Zijlstra et Hof [1997]) reste valable pour l'EIP3D et son rapport d'homothétie est indépendant de la vitesse d'avancement puisqu'il se base uniquement sur les distances parcourues au cours des simple et double appuis.

7.4 Statistiques

L'erreur RMS (*Root Mean Square*) est calculée entre la trajectoire de référence du CM et celles prédites respectivement par le modèle de Zijlstra et l'EIP3D. Elle est calculée d'une part pour chaque composante de la trajectoire du CM et d'autre part pour la norme du vecteur position du CM. L'erreur RMS calculée pour les modèles simplifiés (Zijlstra et EIP3D) est comparé par un test non-paramétrique de Wilcoxon ($p=0,05$).

Une analyse par régression linéaire a été réalisée afin de mettre en évidence les relations entre l'amplitude de déplacement tridimensionnel du CM prédit par les modèles de Zijlstra et EIP3D, et l'amplitude de trajectoire référence ; l'effet de la prise en compte du déplacement du CP dans le modèle EIP3D est ainsi évalué. Les constantes de régression ont été fixées à 0 et les valeurs des coefficients de régression ont été calculées. Les coefficients de corrélation (r) entre la trajectoire de référence et les modèles simplifiés ont été calculés pour les phases de simple et double appui, et pour les composantes latérale et verticale. L'effet de la vitesse de marche sur l'amplitude de la trajectoire tridimensionnelle du CM a été évalué à l'aide d'une analyse par régression linéaire.

7.5 Résultats

Les figures 7.3 et 7.4 comparent respectivement les trajectoires verticale, laterale et frontale du CM obtenues par le modèle de Zijlstra et l'EIP3D par rapport à celle calculée par le modèle plurisegmentaire. La figure 7.3 met en évidence de légères déviations par rapport à une parfaite périodicité et symétrie de ces déplacements, particulièrement à vitesses lente et rapide, en raison de la difficulté relative pour les sujets à s'adapter volontairement à une vitesse de marche différente de leur vitesse de confort. Néanmoins, ces déviations sont prises en compte par les deux modèles proposés. En fait, puisque la longueur de la jambe du pendule, à $t=LO$ et le déplacement du CP sont extraits des mesures expérimentales à chaque phase de simple appui, nous pouvons représenter l'amplitude des déviations de la trajectoire tridimensionnelle du CM d'un appui au suivant.

L'estimation de l'erreur RMS dans chaque direction montre que l'EIP3D prédit plus précisément la trajectoire de référence du CM dans les directions horizontale et verticale ($p < 0,05$ à allures lente et rapide) (figure 7.5). L'erreur RMS pour le modèle proposé par Zijlstra et l'EIP3D dans la direction latérale est minimale. La proximité entre la trajectoire du CM dite *de référence* et celle simulée par l'EIP3D est confirmée par la minimisation de cette erreur RMS entre les normes de chacun des vecteurs positions ($p < 0,05$ à allures lente et rapide) (figure 7.6).

Les pentes des droites de régression montrent que l'amplitude de la trajectoire verticale du CM prédite par le modèle de Zijlstra ($y = 1,9031x + 0,0141; r = 0,68$) augmente très nettement par rapport à la trajectoire de référence du CM lors de la phase de simple appui (figure 7.7b). Au contraire, le modèle de Zijlstra sousestime cette amplitude au cours du double appui ($y = 0,0054x + 0,0129; r = -0,28$). L'introduction des mécanismes de pied grâce au déplacement du CP permet de se rapprocher des valeurs de référence à la fois pour les phases de simple et double appuis (respectivement $y = 1,4927x + 0,0254; r = 0,72$ et $y = 0,045x + 0,0079; r = 0,44$). Les lignes de régression représentant l'amplitude de la trajectoire latérale du CM prédite par les modèles de Zijlstra et EIP3D sont quasiment identiques à celle du modèle de référence (figure 7.7a).

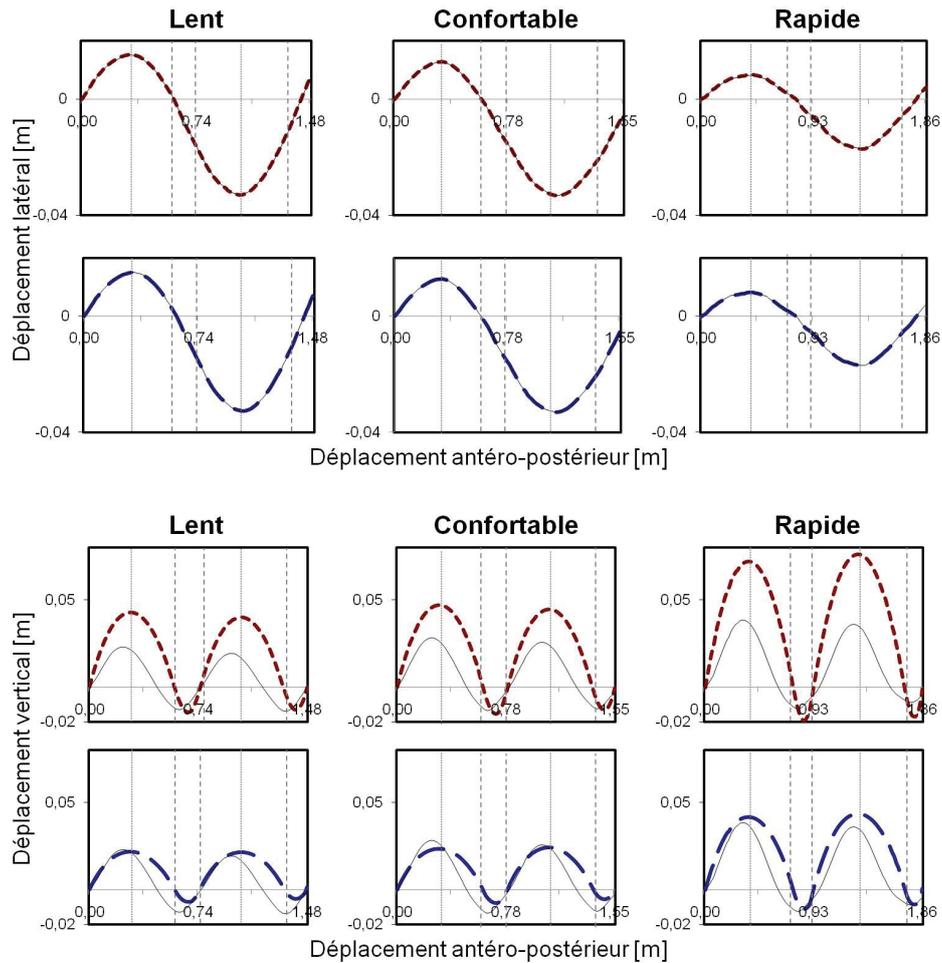


FIGURE 7.3 – Trajectoires transversale et sagittale du CM calculées par le modèle pluri-segmentaire (traits continus, relation 6.1), le modèle de Zijlstra (tirets bleus, relation 7.6) et l'EIP3D (tirets rouges, relation 7.9). Les tirets verticaux représentent les instants de contact initial et de lever des orteils et les pointillés définissent le milieu de la phase de simple appui.

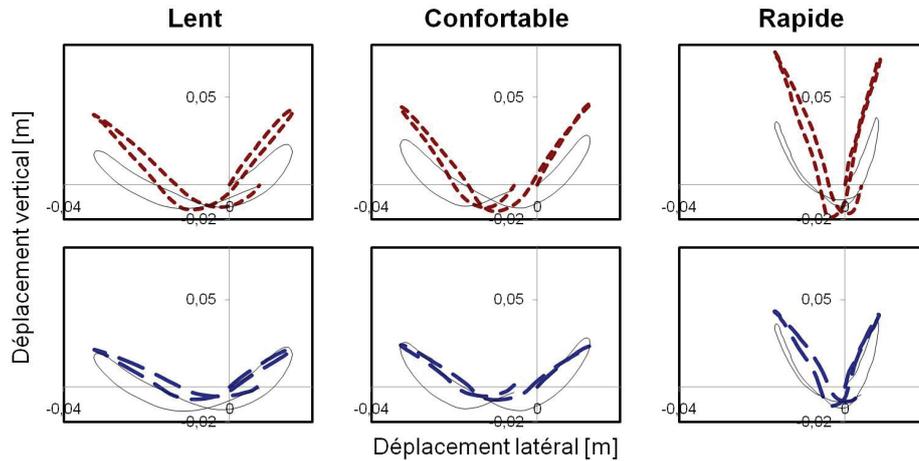


FIGURE 7.4 – Trajectoire frontale du CM calculée par le modèle plurisegmentaire (traits continus, relation 6.1), le modèle de Zijlstra (traits bleus, relation 7.6) et l’EIP3D (tirets rouges, relation 7.9).

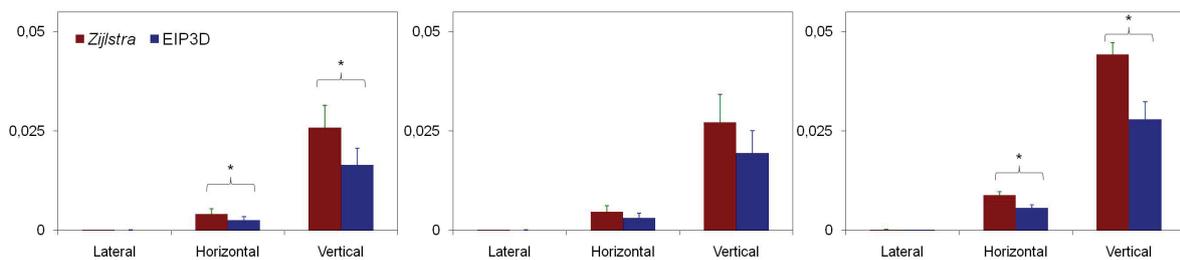


FIGURE 7.5 – Erreurs RMS moyennées [m] des composantes de la trajectoire du CM calculées par les modèles de Zijlstra et EIP3D, à allure lente, confortable et rapide. Les valeurs des p données testant l’effet du modèle et la vitesse de marche sur les trois composantes de la trajectoire du CM ont été calculées. * indique une différence significative avec $p < 0,05$.

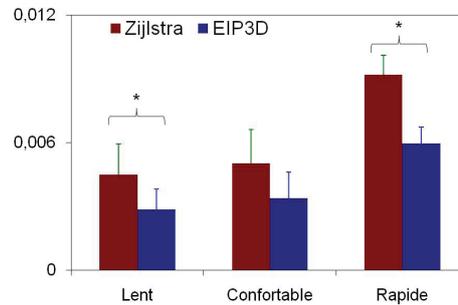


FIGURE 7.6 – Erreurs RMS moyennées [m] de la norme du vecteur position du CM calculées par les modèles de Zijlstra et EIP3D, à allure lente, confortable et rapide. Les valeurs des p données testant l'effet du modèle et la vitesse de marche sur la norme de la trajectoire du CM ont été calculées. * indique une différence significative avec $p < 0,05$.

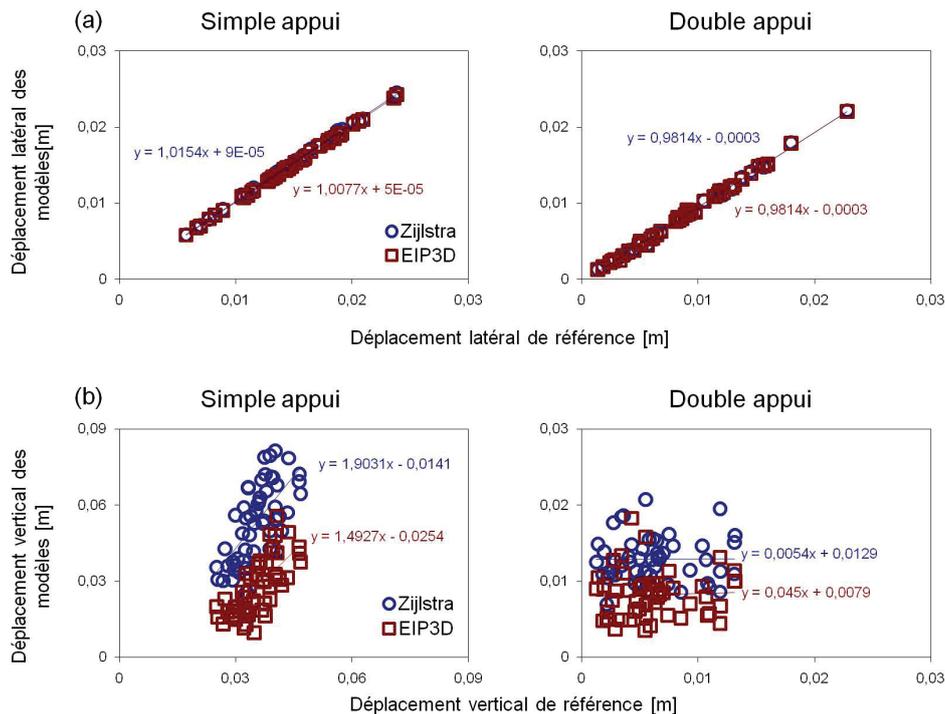


FIGURE 7.7 – Comparaison des trajectoires latérale (a) et verticale (b) moyennes du CM prédites par les modèles de Zijlstra (cercles noirs) et EIP3D (carrés rouges) par rapport à la trajectoire de référence du CM pour un cycle de marche. Les données de déplacement vertical et latéral ont été adimensionnées par rapport à la longueur de la jambe des modèles.

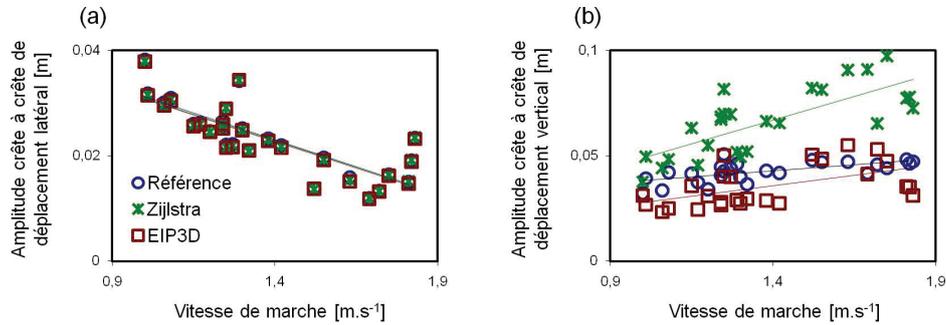


FIGURE 7.8 – Lignes de régression de l’amplitude crête à crête de déplacement latéral (a) et vertical (b) du CM prédite par les modèles de référence (cercles noirs), de *Zijlstra* (croix vertes) et EIP3D (carrés rouges) pour tous les sujets pour un cycle de marche complet. Les données de déplacement vertical et latéral ont été adimensionnées par rapport à la longueur des pendules.

L’amplitude des variations latérales du CM diminuent avec la vitesse de marche pour chacun des modèles présentés. Les pentes des droites de régression sont identiques (figure 7.8a). Au contraire, l’amplitude des variations verticales du CM augmente avec la vitesse de marche (figure 7.8b). La pente de la droite de régression du modèle EIP3D ($y = 0,02x + 0,0078$) est semblable à celle du modèle de référence ($y = 0,0116x + 0,005$) comparativement au modèle proposé par Zijlstra ($y = 0,0452x + 0,0037$). Ces résultats montrent que l’influence du déplacement du CP dans le modèle EIP3D sur la diminution de l’excursion verticale du CM augmente avec la vitesse de marche.

7.6 Discussion et conclusions

Cette étude poursuit une réflexion sur l'approximation par un modèle mécanique simplifié de la trajectoire tridimensionnelle du CM au cours de la marche normale. Pour cela, nous avons introduit, développé en trois dimensions et étendu à la phase de double appui un modèle géométrique initialement proposé par Zijlstra et al. (Zijlstra et Hof [1997]), le modèle EIP3D. En tenant compte des conclusions de nombreux auteurs (Della Croce et al. [2001]; Gard et Childress [2001]; Hayot et al. [2011]; Kerrigan et al. [2000]; Lee et Farley [1998]), le déplacement du CP sous le pied d'appui a été introduit afin de réduire l'amplitude des déplacements verticaux du CM et par conséquent rapprocher la trajectoire simulée du CM de sa cinématique réelle.

L'analyse des résultats montre que les déplacements tridimensionnels du CM peuvent dans une large mesure être décrits par l'EIP3D, et cette modélisation reste valable quelle que soit la combinaison de longueur et de largeur de pas choisie par les sujets testés. A l'instar du modèle proposé par Zijlstra, l'amplitude de déplacement latéral du CM prédit par les modèles est identique à celle calculée à partir de la modélisation plurisegmentaire. Dans cette direction, les lignes de régression linéaire ont un coefficient directeur proche de l'unité (figure 7.7) et les coefficients de corrélation sont élevés pour les deux modèles simplifiés. Nous pouvons donc affirmer que la plupart des variations dans le déplacement latéral du CM des sujets observés tout au long du cycle de marche sont prises en compte quelle que soit la vitesse de marche. Townsend (Townsend [1985]) a suggéré que les déplacements du CM dans le plan frontal au cours de la marche régulière pourraient être contrôlés en ajustant le placement latéral du pied. Compte tenu du fait que, pour le modèle EIP3D, la position du CP est identique à celle du CP dit *de référence*, le déplacement latéral du CM prédit est très proche de celui du modèle plurisegmentaire.

Dans le plan sagittal, le modèle EIP3D est capable de prédire la trajectoire du CM avec une précision raisonnable et bien plus proche de la trajectoire de référence que le modèle proposé par Zijlstra (Zijlstra et Hof [1997]). L'erreur RMS de l'amplitude de la trajectoire verticale du CM par ce modèle atteint $0,026 \pm 0,006$ m, alors que le modèle EIP3D montre

une erreur moyenne de $0,016 \pm 0,004$ m. Par ailleurs, l'introduction du déplacement du CP sous le pied d'appui diminue l'amplitude de déplacement vertical au cours de la phase de simple appui, permettant par conséquent d'aplatir cette trajectoire. Cependant, les lignes de régression de l'amplitude crête à crête de déplacement vertical du CM (figure 7.8b) montrent une légère sous-estimation, par le modèle EIP3D, de cette amplitude par rapport aux données de référence. En fait, pour assurer la continuité de la trajectoire du CM du modèle à *LO*, le modèle EIP3D, ainsi que le modèle de Zijlstra, font l'hypothèse d'une marche régulière caractérisée par une trajectoire sinusoïdale parfaite du CM lors des phases de simple et double appuis (paragraphe 7.2 et 7.3). Cette hypothèse n'est pas vérifiée par la trajectoire de référence. Ainsi, le CM atteint son apogée juste avant le milieu de la phase de simple appui et sa hauteur minimale juste après *CI* (figure 7.3). Par conséquent, la modélisation, par un pendule simple, de la trajectoire sagittale lors de la phase de double appui implique une sous-estimation de l'amplitude verticale de déplacement du CM lors de cette phase (figure 7.7b). L'amplitude crête à crête de la trajectoire verticale du CM s'en trouve diminuée. Par ailleurs, comme nous l'avons mis en évidence au chapitre 6, la trajectoire tridimensionnelle du CM au cours de la marche serait le résultat de l'action conjuguée de plusieurs variables cinématiques (ou déterminants de la marche). L'extension du genou en appui et la flexion dorsale de la cheville intervenant au cours de la phase de simple appui sont responsables d'une augmentation de l'amplitude du déplacement vertical du CM à cet instant (Hayot *et al.* [2011]). Donc, la prise en compte de l'action conjuguée du déplacement du CP sous le pied d'appui ainsi que celle de l'extension du genou en appui et de la flexion dorsale de la cheville permettraient de simuler de manière un peu plus réaliste la trajectoire verticale du CoM, mais présenterait l'inconvénient de compliquer le modèle et d'alourdir le protocole expérimental.

En considérant l'absence de larges différences avec les déplacements de référence du CM, l'EIP3D semble simuler de façon réaliste au moins le pattern de déplacement du CM dans l'espace tridimensionnel au cours d'un cycle de marche sans restriction concernant la longueur et la largeur du pas. Il aurait en plus l'avantage de réduire l'amplitude de déplace-

ment vertical du CM prédit par le modèle proposé par Zijlstra et des modèles pendulaires de façon plus générale.

Conclusion de la troisième partie

L'estimation de l'influence respective de chacun des déterminants de la marche a été abordée dans le chapitre 6 à travers une analyse mathématique explicite. Bien que largement acceptés dans la littérature traitant de l'analyse clinique de la marche, les descriptions qualitatives des six déterminants de la marche sont initialement vagues. Le but de ce chapitre a été de clarifier et quantifier l'apport de chacun de ces déterminants sur la trajectoire du CM et la force d'appui au sol. Concernant la force d'appui au sol, la flexion du genou en appui et les mécanismes de cheville sont responsables de l'apparition successive des deux pics de force verticale d'appui au sol. Les déterminants majeurs de la réduction de l'excursion verticale du CM sont les mécanismes de pied à travers le déplacement du CP sous le pied d'appui.

En tenant compte de ces conclusions, nous nous sommes attachés dans le chapitre 7 à proposer un modèle mathématique de simulation de la trajectoire tridimensionnelle du CM, l'EIP3D. Les mécanismes de pied ont ainsi été implémentés dans ce modèle. Une description cinématique des modèles mécaniques *améliorés* de la marche, le modèle de Zijlstra et l'EIP3D. Une comparaison des simulations de la trajectoire du CM par ces modèle avec les résultats issus du modèle de référence, le modèle plurisegmentaire, a été réalisée. Il ressort de cette étude que si l'on analyse la marche de façon globale en se basant sur la trajectoire du CM, le modèle EIP3D décrit précisément cette trajectoire.

Dans le chapitre suivant, l'analyse des modèles mécaniques simplifiés sera approfondie d'un point de vue énergétique. Comme avec les six déterminants de la marche, la théorie pen-

dule inversé et les concepts de conservation d'énergie, sera considérée à travers une analyse énergétique poussée. Compte tenu de l'aptitude du modèle à générer des cycles complets et périodiques de marche en incluant la modélisation de la phase de double appui, une analyse énergétique poussée pourrait donc être réalisée. La validité du modèle d'un point de vue énergétique permettrait alors de développer un nouvel indicateur simple de la mécanique de la marche normale ou pathologique.

Quatrième partie

Analyse et formulations du coût *énergétique-mécanique* de la marche

Calcul énergétique au centre de masse

Sommaire

8.1 Introduction	141
8.2 Rappel sur les calculs énergétiques	144
8.2.1 Energie cinétique et énergie potentielle	144
8.2.2 Puissance et travail des forces externes	145
8.3 Coefficient de corrélation d'énergie instantanée	148
8.4 Résultats	150
8.5 Discussion et conclusions	154

8.1 Introduction

Il est naturel de penser que l'humain essaie de minimiser la dépense énergétique engendrée par son déplacement. Des études biomécaniques se sont particulièrement intéressées à la quantification de cette dépense et aux mécanismes qui permettent de la minimiser. Ces mécanismes sont néanmoins difficiles à discerner. En effet, la marche est une tâche mécaniquement complexe car elle est le résultat de l'activité coordonnée des muscles.

Alexander ([Alexander \[1991\]](#)) soutient que les modèles mécaniques simplifiés peuvent tout de même mener à des idées fortes concernant la dynamique de la marche et son coût *énergétique-mécanique* associé. En effet, la trajectoire en arc de cercle prédit par ces modèles soutient l'hypothèse d'un état relativement constant de l'énergie mécanique au cours du simple appui, qui est supposé refléter un échange continu d'énergies potentielle et ci-

nétiq ue (Cavagna et Kaneko [1977]; Cavagna et Margaria [1966]). Cet échange pendulaire serait avantageux car il ne nécessiterait aucun travail mécanique musculaire.

En se basant sur la théorie des déterminants de la marche, Saunders (Saunders *et al.* [1953]) suggère plutôt que minimiser la trajectoire en arc de cercle du CM réduirait le travail externe et son coût *énergétique-mécanique* associé. D'après ces auteurs, marcher avec une trajectoire verticale aplatie du CM réduit le travail musculaire nécessaire à élever le corps et, par conséquent, le coût *énergétique-mécanique*. Certains auteurs ont tenté d'évaluer le coût énergétique *réel* de la marche à partir de modèles simples et réalistes. Mc Geer (McGeer [1990b]) a montré qu'en introduisant une articulation au genou, les modèles simplifiés gagneraient en stabilité passive mais entraînerait une augmentation du coût énergétique en fin de phase oscillante en raison de l'extension progressive du genou. D'autres auteurs ont introduit les flexions plantaire et dorsale de la cheville en appui ou des muscles réalistes de la cheville dans le but d'améliorer les prédictions énergétiques. Outre la prise en compte des déterminants de la marche, l'implémentation du tronc et de ses mouvements latéraux ont également été étudiés (McGeer [1992]), entraînant un coût énergétique additionnel par rapport aux modèles simplifiés classiques (Kuo [1999]). Parmi l'ensemble des déterminants étudiés, seul l'introduction des mécanismes de pied, caractérisé par la modélisation d'un pied en forme de balancier, semble effectivement réduire le coût *énergétique-mécanique* de la marche, en minimisant l'amplitude verticale du CM (Adamczyk *et al.* [2006]). Ces caractéristiques géométriques additionnelles exigent toutefois plus de complexité, se rapprochant beaucoup plus d'une analyse quantitative détaillée, plutôt qu'une analyse des principes fondamentaux de la marche par des modèles simplifiés.

Par ailleurs, compte tenu de l'absence de modélisation réaliste de la phase de double appui par les modèles simplifiés, le coût *énergétique-mécanique* de la marche, à cet instant, s'avère difficile à quantifier. Donelan (Donelan *et al.* [2002b]) a suggéré que le coût *énergétique-mécanique* du cycle de marche peut être prédit uniquement en quantifiant l'important travail mécanique nécessaire à rediriger le mouvement du CM lors de la transition entre deux simples appuis successifs (Donelan *et al.* [2002b]; Kuo [2002]). Ce travail étant corrélé avec l'énergie métabolique consommée par les sujets, ils en ont conclu que le travail

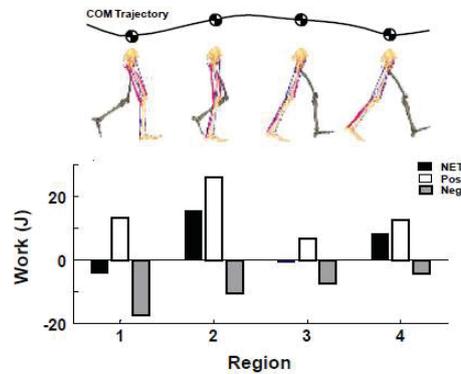


FIGURE 8.1 – Travaux musculaires positif (Pos), négatif (Neg) et net (NET) produits au cours des phases de freinage (1), de début d'appui (2), de fin d'appui (3) et de propulsion (4). La trajectoire du CM est illustrée afin d'évaluer sa configuration au cours de chacune des phases (d'après Neptune *et al.* [2004b]).

mécanique associé à la transition entre deux simples appuis successifs est un déterminant majeur du coût *énergétique-mécanique* de la marche. Au contraire, en se basant sur un modèle dynamique de la marche, Neptune (Neptune *et al.* [2004b]) a comparé le travail musculaire fourni lors de la phase de double appui et celui permettant de maintenir le mouvement pendulaire du CM lors du simple appui. Ils concluent qu'un important travail musculaire est plus directement lié au mouvement pendulaire du CM qu'à la transition entre deux simples appuis successifs (figure 8.1).

L'objectif de ce chapitre est (i) d'étudier l'aptitude des modèles mécaniques simplifiés à prédire le coût it mécanique-énergétique de la marche et (ii) d'en déduire les paramètres mécaniques responsables de la diminution de ce coût à travers une analyse énergétique détaillée des modèles simplifiés capables de générer des cycles complets de marche : le *compass gait*, le modèle proposé par Zijlstra et l'EIP3D. D'une part, l'influence de la modélisation de la trajectoire du CM au cours de la phase de double appui (relations 7.6 et 7.9) et l'effet de la prise en compte du déplacement du CP sous le pied d'appui (relation 7.9) sur le coût *mécanique-énergétique* seront discutés. En se basant sur les résultats issus de l'analyse, nous tacherons de quantifier d'autre part, le travail mécanique fourni par chacun de ces modèles

au cours des différentes phases du cycle de marche. L'ensemble des résultats sera comparé aux données énergétiques issues de la modélisation plurisegmentaire dite *de référence* des sujets.

8.2 Rappel sur les calculs énergétiques

8.2.1 Energie cinétique et énergie potentielle

L'énergie cinétique totale dans \mathcal{R}_0 du système plurisegmentaire constitué de n segments i a un instant t est donné par la relation :

$$K = \sum_{i=1}^n K^i \quad (8.1)$$

où K^i désigne l'énergie cinétique du segment i , qui s'exprime par :

$$K^i = \frac{1}{2} \text{tr} \left(m_i \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{c_i} \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{c_i T} + m_i \dot{\mathbf{r}}_{(C)}^{c_i} \dot{\mathbf{r}}_{(C)}^{c_i T} + \Omega^{0,i} I_{(i)}^i \Omega^{0,i T} \right) \quad (8.2)$$

où m_i est la masse du segment i , \mathbf{r}^{0,c_i} le vecteur position du CM du segment i , $I_{(i)}^i$ le tenseur d'inertie par rapport au repère segmentaire \mathcal{R}_i et $\Omega^{0,i}$ le taux de rotation du segment i par rapport à \mathcal{R}_0 . Le taux de rotation $\Omega^{0,i}$ est issu de la partie 3×3 de la matrice homogène des vitesses $W^{0,i}$. L'expression de l'énergie cinétique totale du système plurisegmentaire est alors définie (Duboy *et al.* [1994]) :

$$K = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \text{tr} \left(m_i \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{c_i} \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{c_i T} + m_i \dot{\mathbf{r}}_{(C)}^{c_i} \dot{\mathbf{r}}_{(C)}^{c_i T} + \Omega^{0,i} I_{(i)}^i \Omega^{0,i T} \right) \quad (8.3)$$

$$K = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \text{tr} \left(m_i \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{c_i} \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{c_i T} \right) + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \text{tr} \left(m_i \dot{\mathbf{r}}_{(C)}^{c_i} \dot{\mathbf{r}}_{(C)}^{c_i T} + \Omega^{0,i} I_{(i)}^i \Omega^{0,i T} \right) \quad (8.4)$$

Le premier membre de la relation 8.4 représente l'énergie cinétique externe attribué aux mouvements du CM :

$$K_{ext} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \text{tr} \left(m_i \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{c_i} \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{c_i T} \right) = \frac{1}{2} M \text{tr} \left(\dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{C T} \right) \quad (8.5)$$

où $\dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C$ est le vecteur vitesse du CM par rapport au référentiel \mathcal{R}_0 . Le second membre de la relation 8.4 désigne l'énergie cinétique segmentaire ou énergie cinétique interne, correspondant à l'énergie cinétique des segments i par rapport au référentiel centré au CM :

$$K_{int} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \text{tr} \left(m_i \dot{\mathbf{r}}_{(C)}^{c_i} \dot{\mathbf{r}}_{(C)}^{c_i T} + \Omega^{0,i} I_{(i)}^i \Omega^{0,i T} \right) \quad (8.6)$$

En modélisant le corps humain en son CM, l'expression de l'énergie cinétique totale dans \mathcal{R}_0 est réduite à l'expression de l'énergie cinétique externe du système plurisegmentaire puisque nous ne considérons que les mouvements du CM dans ce type de modélisation. Par conséquent, pour une modélisation mécanique simplifiée du sujet, l'énergie cinétique est donnée par la relation :

$$K = K_{ext} = \frac{1}{2} M \text{tr} \left(\dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^{C T} \right) \quad (8.7)$$

L'énergie potentielle dérive de la gravité et est égale à la somme des travaux nécessaires à déplacer verticalement le CM. Elle est définie dans \mathcal{R}_0 par :

$$U = \sum_{i=1}^n m_i \mathbf{g}^T T^{0,i} \mathbf{r}_{(O_i)}^{c_i} \quad (8.8)$$

où $\mathbf{g} = [0 \ 0 \ g]^T$ est l'accélération due à la gravité.

L'énergie mécanique externe du système dans \mathcal{R}_0 est alors définie par :

$$M_{ext} = K_{ext} + U \quad (8.9)$$

8.2.2 Puissance et travail des forces externes

Les forces externes actives sont exercées par la gravité, l'environnement (e.g. forces aérodynamiques) ainsi que par l'intermédiaire de frictions de contact ou de contacts mobiles. L'expression de la puissance des forces externes s'écrit :

$$P_{ext} = -\frac{d}{dt}U + P_{ac} \quad (8.10)$$

où P_{Fac} représente la puissance des actions de contact actives. Dans le cas de la marche humaine, nous considérons les appuis fixes au sol, sans glissement. La puissance des efforts extérieurs est alors réduite à l'expression de la dérivée de l'énergie potentielle :

$$P_{ext} = -\frac{d}{dt}U \quad (8.11)$$

Le travail des forces externes est donc égal à :

$$W_{ext} = \int_0^t P_{ext} dt = \int_0^t -\frac{d}{dt}U dt = \sum_{i=1}^N [-\Delta U] \quad (8.12)$$

où N est le nombre des phases successivement positives puis négatives. Ainsi, au cours de la marche, lorsque les efforts aérodynamiques sont négligés, seule la force de pesanteur travaille. Le travail des efforts externes W_{ext} se limite donc, au signe près, à la variation de l'énergie potentielle (relation 8.12).

Nous souhaitons, à ce niveau de discussion, revisiter quelques écrits qui, par la formulation énergétique qu'ils proposent, semblent conduire à quelques confusions théoriques. En effet, certains auteurs (Cavagna *et al.* [1976]; Donelan *et al.* [2002b]; Willems *et al.* [1995]) introduisent dans leur formulation énergétique une force résultante dite *efficace*, \mathbf{F}_{eff} comme le propose Zatsiorsky (Zatsiorsky [2002]), agissant sur le CM. \mathbf{F}_{eff} est en fait la résultante des forces extérieures agissant sur le marcheur, son poids \mathbf{P} et la résultante des forces d'appui au sol \mathbf{f} ; l'erreur que commettent ces auteurs est de considérer que cette force fictive est appliquée au CM.

Aussi, les difficultés apparaissent lorsque les mêmes auteurs calculent d'une part le travail de \mathbf{F}_{eff} par le produit scalaire $\mathbf{F}_{eff} \cdot \mathbf{r}_{(O)}^C$, où $\mathbf{r}_{(O)}^C$ est le déplacement du CM dans \mathcal{R}_0 , et d'autre part, lorsqu'ils assimilent ce travail à la variation de l'énergie mécanique externe ΔM_{ext} .

Tout d'abord, la formulation $\mathbf{F}_{eff} \cdot \mathbf{r}_{(O)}^C$ suppose, en référence à la définition du travail d'une force, que \mathbf{F}_{eff} soit constante tout au long du déplacement du CM - dans le cas d'une force non constante, il est nécessaire de calculer les travaux élémentaires sur des petits déplacements sur lesquels la force est considérée constante.

Ensuite, cette formulation suppose que la réaction du sol \mathbf{f} soit appliquée au CM, ce qui est inexact. Son point d'application est le CP ; L'absence de glissement de ce point aboutit à ce que le travail de \mathbf{f} soit nul.

Considérons maintenant le second point qui associe le travail de \mathbf{F}_{eff} à la variation de l'énergie mécanique externe ΔM_{ext} , qui rappelons le, est égale à :

$$\Delta M_{ext} = \Delta K_{ext} + \Delta U \quad (8.13)$$

où ΔK_{ext} et ΔU sont respectivement les variations d'énergie cinétique externe du CM du corps et d'énergie potentielle. Peut-on affirmer, comme ces auteurs, la relation suivante :

$$W_{eff} = \Delta M_{ext} \quad (8.14)$$

Qu'en est-il exactement ?

Appliquons le Principe Fondamental de la Dynamique au marcheur. Nous pouvons écrire :

$$\mathbf{P} + \mathbf{f} = M \ddot{\mathbf{r}}_{(O)}^C = M \frac{d \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C}{dt} \quad (8.15)$$

En multipliant scalairement les deux membres de la relation 8.15 par le vecteur vitesse du CM, $\dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C$, il vient :

$$\mathbf{P} \cdot \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C + \mathbf{f} \cdot \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C = M \ddot{\mathbf{r}}_{(O)}^C \cdot \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C = \frac{d}{dt} \left[\frac{1}{2} M \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C \cdot \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C \right] \quad (8.16)$$

d'où :

$$\mathbf{f} \cdot \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C - \frac{d U}{dt} = \frac{d K_{ext}}{dt} \quad (8.17)$$

En d'autres termes :

$$\mathbf{f} \cdot \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C = \frac{d K_{ext}}{dt} + \frac{d U}{dt} = \frac{d M_{ext}}{dt} \quad (8.18)$$

Ainsi :

$$\int_0^t \mathbf{f} \cdot \dot{\mathbf{r}}_{(O)}^C = \frac{d M_{ext}}{dt} \quad (8.19)$$

Les premiers termes des relations 8.18 et 8.19 ne peuvent pas être assimilés respectivement à la puissance ou au travail des forces d'appui au sol \mathbf{f} .

Enfin, si nous cherchons à développer le travail de la force *efficace*, nous pouvons écrire que W_{eff} est égal au travail de la résultante des forces extérieures soit :

$$W_{eff} = -\Delta U \quad (8.20)$$

En résumé, si le concept de la force résultante des forces extérieures est fort utile pour exprimer le Principe Fondamental de la Dynamique pour évaluer leurs influences sur la cinétique du CM, le corps polyarticulé du marcheur ne permet pas de considérer que l'ensemble de ces forces s'appliquent au CM.

8.3 Coefficient de corrélation d'énergie instantanée

Le mécanisme pendulaire de conversion passive entre l'énergie cinétique externe et l'énergie potentielle, caractéristique de la marche, a pour effet de minimiser le travail mécanique effectué par les muscles pour déplacer le CM et par conséquent le coût *énergétique-mécanique* de la marche. Il peut être estimé à partir du coefficient de conservation d'énergie (Cavagna *et al.* [1976]; Detrembleur *et al.* [2000]; Minetti *et al.* [1995]; Willems *et al.* [1995]) :

$$CC = 100 \times \frac{(\sum^n \Delta \uparrow K_{ext} + \sum^n \Delta \uparrow U) - \sum^n \Delta \uparrow (K_{ext} + U)}{\sum^n \Delta \uparrow K_{ext} + \sum^n \Delta \uparrow U} \quad (8.21)$$

où \uparrow correspond aux incréments d'énergie. Cependant, les calculs présentés en amont doivent être interprétés avec précaution. En effet, la somme des incréments d'énergies cinétique externe et potentielle ($\Delta \uparrow (K_{ext} + U)$), définie comme le travail *quasi-mécanique* (Zatsiorsky [2002]), ne représente qu'un travail fictif qui serait réalisé sur le CM par les forces d'appui au sol s'il n'y avait pas d'échange pendulaire entre l'énergie cinétique externe

et l'énergie potentielle. Le travail *quasi-mécanique* est une construction théorique utilisée pour estimer le pourcentage de conservation d'énergie au cours de la marche. Une valeur élevée du coefficient de conservation d'énergie est sans doute une condition importante mais pour le moins insuffisante pour affirmer la conversion réciproque d'énergie cinétique externe en énergie potentielle.

Plutôt, nous proposons d'illustrer les mécanismes de conservation de corrélation d'énergie au cours du cycle de marche à partir du coefficient de corrélation d'énergie instantanée (*IECC*) (Aissaoui *et al.* [1996]; Mansour *et al.* [1982]). Cet indice global appliqué au CM est exprimé en fonction du temps par la relation suivante :

$$IECC(t) = \begin{cases} 1 & \text{si } (\delta U \leq \epsilon_U) \text{ et } (\delta K_{ext} \leq \epsilon_{K_{ext}}) & (1) \\ \frac{1}{2} - \frac{\delta U \cdot \delta K_{ext}}{\delta U^2 \cdot \delta K_{ext}^2} & \text{autrement} & (2) \end{cases} \quad (8.22)$$

où δK_{ext} et δU définissent la variation d'énergie cinétique externe et la variation d'énergie potentielle entre deux instants consécutifs t et $t + 1$. L'*IECC* varie entre zéro et un. Dans le cas d'une trajectoire pendulaire idéale, δK_{ext} et δU varient à amplitude égale en opposition de phase. Cependant, dans le cas où ses variations seraient nulles au même instant, l'*IECC* est indéterminé même si le système reste conservatif. Pour cette raison, la condition (1) de la relation 8.22 est imposée. Elle est basée sur l'estimation de l'influence des erreurs de mesure sur les calculs énergétiques. Cette estimation est réalisée en position statique : les erreurs $\epsilon_{K_{ext}}$ et ϵ_U pour la variation d'énergie cinétique externe et d'énergie potentielle sont respectivement égales à 0,005 J et 0,012 J.

8.4 Résultats

Les courbes moyennées d'énergie cinétique externe et potentielle calculées par chacun des modèles sont illustrées sur la figure 8.2 pour les trois vitesses de marche. Nous constatons que les variations d'énergie cinétique externe et d'énergie potentielle sont quasiment en opposition de phases pour tous les modèles présentés. Néanmoins, le modèle de Zijlstra et le *compass gait* présentent des différences importantes d'amplitudes maximales entre les variations d'énergie potentielle (0,56, 0,67 et 0,93 J.kg⁻¹ à vitesses respectivement lente, confortable et rapide ; 0,69, 0,80 et 1,00 J.kg⁻¹) et les variations d'énergie cinétique externe (0,19, 0,22 et 0,28 J.kg⁻¹ ; 0,26, 0,31 et 0,46 J.kg⁻¹), tendant à augmenter le travail externe nécessaire au déplacement du CM (figure 8.3). Le modèle EIP3D réduit l'amplitude maximale des variations d'énergie potentielle (0,33, 0,36 et 0,45 J.kg⁻¹), permettant de se rapprocher des valeurs du modèle de référence (0,33, 0,39 et 0,41 J.kg⁻¹), et de minimiser l'écart d'amplitude entre l'amplitude des variations d'énergie potentielle et celle de l'énergie cinétique externe (0,23, 0,26 et 0,33 J.kg⁻¹).

Dans le cas du modèle de référence, la majeure partie du travail externe fourni l'est pendant la phase de début d'appui (1,07, 3,08 et 1,82 J.kg⁻¹.m⁻¹ respectivement à vitesse de marche lente, confortable et rapide), représentant plus du double du travail externe nécessaire au freinage (0,76 J.kg⁻¹.m⁻¹) et la propulsion (0,65 J.kg⁻¹.m⁻¹) à vitesse rapide (figure 8.3). En ce qui concerne le modèle *compass gait*, la quantité de travail externe est plus importante au cours des phases de freinage et de propulsion quelle que soit la vitesse de marche. On observe des résultats comparables pour le modèle de Zijlstra, bien que celui-ci permette de réduire significativement le travail externe au cours de ces mêmes phases. L'EIP3D minimise le travail externe réalisé au cours des phases de début et de fin d'appui comparativement aux modèles de référence, de Zijlstra et *compass gait*.

Les valeurs finales de travail externe cumulé prédit par l'EIP3D pour un cycle complet de marche (0,88 ; 1,07 et 1,22 J.kg⁻¹.m⁻¹ respectivement à allures lente, confortable et rapide) sont proches des valeurs prédites par le modèle de référence (1,06 ; 1,21 et 1,03 J.kg⁻¹.m⁻¹) (figure 8.5). Le travail externe est très largement surestimé par le *compass gait* (2,22 ; 2,59

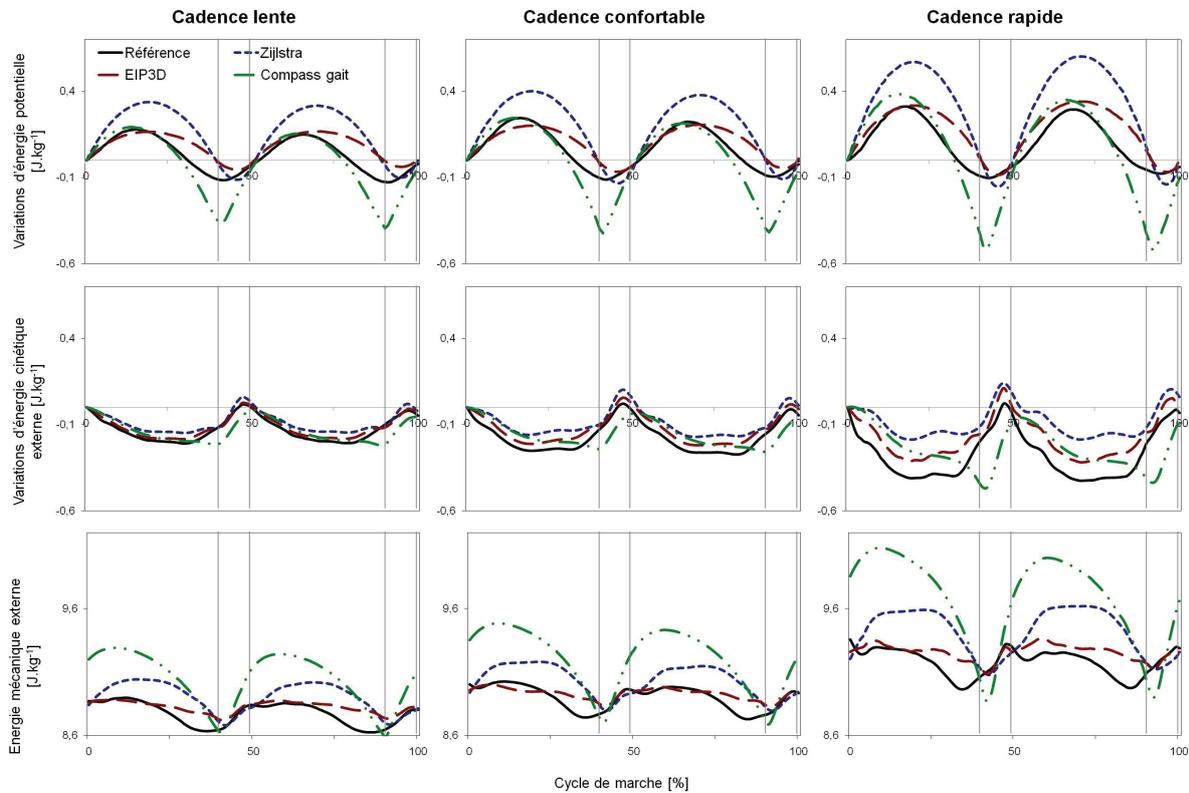


FIGURE 8.2 – Variations moyennes d'énergie cinétique externe et d'énergie potentielle, et évolution moyenne de l'énergie mécanique externe calculées par le modèle plurisegmentaire, le modèle de Zijlstra, l'EIP3D et le *compass gait* à vitesse de marche lente, confortable et rapide. Les résultats ont été illustrés pour un cycle complet de marche. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de contact initial *CI*, de lever des orteils *LO* et de contact initial controlatéral *CIC*.

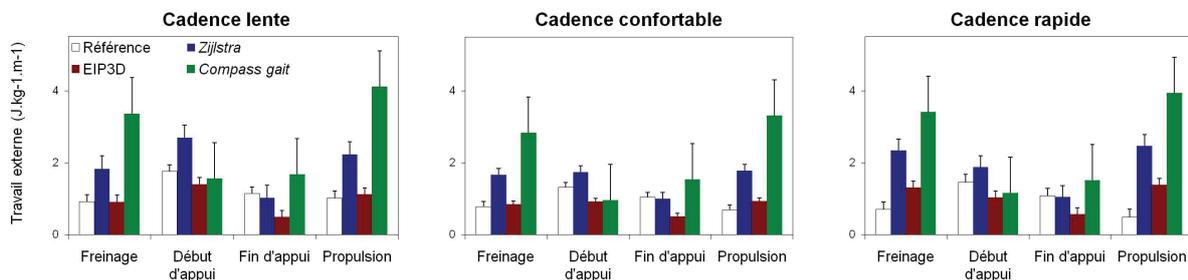


FIGURE 8.3 – Valeurs finales moyennes de travail externe réalisé respectivement au cours des phases de mise en charge, de milieu d'appui, de fin d'appui et de propulsion. Les calculs ont été réalisés pour chacun des modèles : plurisegmentaire, modèle de Zijlstra, EIP3D et *compass gait* à vitesse de marche lente, confortable et rapide.

et $2,59 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) et par le modèle de Zijlstra ($1,80$; $2,26$ et $2,21 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$).

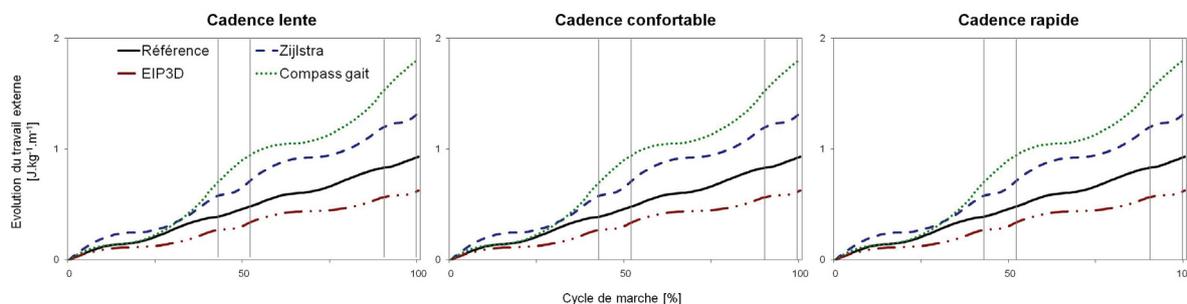


FIGURE 8.4 – Evolution moyenne du travail externe pour un cycle complet de marche, calculées par le modèle plurisegmentaire, le modèle de Zijlstra, l'EIP3D et le *compass gait* à vitesse de marche lente, confortable et rapide. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de contact initial *CI*, de lever des orteils *LO* et de contact initial controlatéral *CIC*.

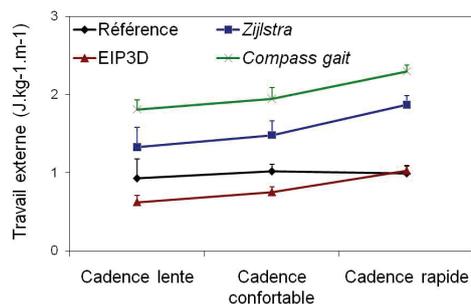


FIGURE 8.5 – Valeurs finales moyennes du travail externe pour un cycle complet de marche, calculées par le modèle plurisegmentaire, le modèle de Zijlstra, l'EIP3D et le *compass gait* à vitesse de marche lente, confortable et rapide.

En ce qui concerne les valeurs de l'*IECC*, la figure 8.6 met en évidence les limites du mécanisme d'échange pendulaire pour les modèles de Zijlstra et *compass gait*, en particulier au cours de la phase de double appui. En effet, les valeurs de l'*IECC* pour ces deux modèles sont très faibles juste avant l'instant de décollage des orteils. L'EIP3D minimise cette diminution se rapprochant des valeurs obtenues le modèle de référence. Notons que la courbe de l'*IECC* calculée à partir de ce dernier présente un pic en début de phase de simple appui, illustrant l'efficacité du mécanisme d'échange pendulaire à cet instant du cycle de marche.

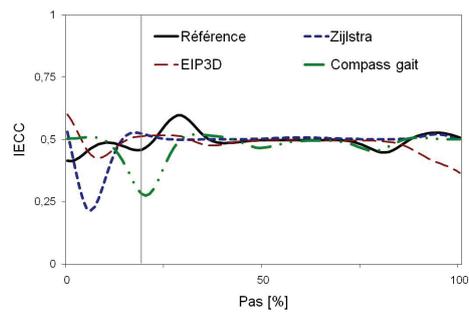


FIGURE 8.6 – Coefficient de corrélation instantanée d'énergie calculé pour chacun des modèles à vitesse respectivement lente, confortable et rapide. Les données moyennées sont illustrées de l'instant de contact initial CI à l'instant de contact initial controlatéral CIC . La ligne continue verticale représente l'instant de lever des orteils LO .

8.5 Discussion et conclusions

Dans ce chapitre, une analyse du coût *énergétique-mécanique* de la marche basée sur la trajectoire prédite du CM a été réalisée. Compte tenu des capacités de certains modèles mécaniques simplifiés à simuler la trajectoire du CM au cours d'un cycle entier de marche, leur aptitude à prédire précisément ce coût a été évaluée.

En accord avec les hypothèses de Saunders (Saunders *et al.* [1953]), le coût *énergétique-mécanique* de la marche humaine modélisée par une représentation *compass gait* est excessivement élevé. La figure 8.3 illustre les valeurs importantes de travail des forces externes fourni par ce type de modélisation. Ce coût élevé s'explique par les limites du mécanisme d'échange pendulaire entre l'énergie potentielle et l'énergie cinétique externe. Ce constat est appuyé par les valeurs faibles de l'*IECC* du modèle *compass gait* (figure 8.6). En fait, si l'énergie cinétique externe et l'énergie potentielle sont quasiment en opposition de phase tout au long du cycle de marche, l'amplitude maximale des variations d'énergie potentielle représente presque le double de celles d'énergie cinétique externe. Une partie de l'énergie potentielle calculée au CM n'est donc pas convertie en énergie cinétique externe aboutissant à des variations importantes d'énergie mécanique externe (figure 8.2). Le travail externe s'en retrouve maximisé, en particulier au cours des phases de freinage et de propulsion. Ces résultats confirment les conclusions de Kuo et al. (Donelan *et al.* [2002b]; Kuo [2002]) qui suggèrent, en se basant sur un modèle *compass gait* et des calculs du travail *efficace*, que la majeure partie du coût *énergétique-mécanique* de la marche peut être prédit par le travail mécanique nécessaire à rediriger la trajectoire du CM lors de la transition instantanée entre deux simples appuis successifs et, donc, lors des phases de freinage et de propulsion. Une grande partie du travail dit *efficace* serait alors fournie à cet instant par les muscles du membre inférieur controlatéral, tels que les fléchisseurs plantaires de la cheville, pour théoriquement minimiser la perte simultanée d'énergie mécanique par le membre en appui lors du contact initial du pied au sol.

Un moyen permettant de réduire le travail mécanique externe excessif lié aux phases de freinage et de propulsion est de diminuer le changement de vitesse du CM dicté par le

pendule inversé (Kuo [2007]). La modélisation de la phase de double appui, à travers un pendule simple, par le modèle proposé par Zijlstra et l'EIP3D permet de réduire les variations de direction de la vitesse du CM, et donc d'énergie cinétique externe, et ainsi permettre de minimiser le coût mécanique externe durant cette phase (figure 8.3). De plus, en ce qui concerne le modèle EIP3D, la minimisation du déplacement vertical du CM au cours de la phase de simple appui, grâce à la prise en compte du déplacement du CP, entraîne une diminution du travail mécanique nécessaire au déplacement du CM. Certains auteurs (Adamczyk *et al.* [2006]; McGeer [1990a]) suggèrent à ce sujet qu'un pied en forme de balancier permet d'améliorer l'économie de marche en réduisant les changements de direction de la vitesse du CM. En roulant au dessus d'un pied en forme d'arc de cercle, la vitesse du CM gagne une composante horizontale proportionnelle à la quantité de roulement. Pour une vitesse donnée, la composante verticale subit moins de variations et le rayon de courbure du balancier permet de déterminer le travail externe (ou *efficace*) fourni au cours de la marche. Un rayon de courbure égal à zéro correspond à un modèle *compass gait* couteux, tandis qu'un rayon de courbure égal à la longueur de la jambe n'aboutit à un minimum de travail mécanique, en particulier lors de la phase de freinage (Adamczyk *et al.* [2006]). La prise en compte du déplacement du CP et la représentation réaliste de la phase de double appui permettent en outre d'obtenir des valeurs d'*IECC* semblables à celle du modèle de référence (figure 8.6), en particulier au cours de la transition du double au simple appui. Ces caractéristiques favorisent un échange d'énergies cinétique externe et potentielle au CM, entraînant par conséquent une réduction du coût mécanique externe de la marche et ainsi se rapprocher des valeurs induites par le modèle plurisegmentaire dit *de référence* (figure 8.3). Celui-ci présente des résultats bien plus proches des conclusions de Neptune et al. (Neptune *et al.* [2004b]) qui, en s'appuyant cette fois-ci sur une modélisation musculosquelettique du corps humain, admet que la majeure partie du travail mécanique est fourni au cours des phases de début et de fin d'appui, directement liée au mouvement pendulaire du CM. Le choix d'un modèle spécifique pour l'analyse énergétique de la marche et les modes calculatoires qui y sont associés, pourraient expliquer les résultats divergents entre les travaux de Kuo (Donelan *et al.* [2002b]; Kuo [2002]) et Neptune (Neptune *et al.*

[2004b]).

Ces conclusions ont des implications cliniques pour des thérapies dont le but est d'améliorer l'économie de marche pour des patients atteints de troubles de la marche affectant les mouvements du CM, et son coût mécanique externe associé, tels que l'amputation d'un membre, un accident vasculaire ou l'infirmité cérébrale (Detrembleur *et al.* [2003]; Holt *et al.* [2000]; Olney et Richards [1996]). Certains auteurs considèrent en effet que, dans le but de faciliter la récupération des fonctions musculaires nécessaires à la marche, les patients devraient minimiser les déplacements verticaux du tronc pour réduire le coût mécanique externe de la marche (Esquenazi et Talaty [2000]; Whittle [2002]). Des modèles de prédiction du coût mécanique externe pourraient certainement permettre la mise en place d'indicateurs fiables de la dépense énergétique de la marche pathologique.

Cependant, les résultats cités en amont doivent être interprétés avec précaution. En effet, les calculs des travaux externes ne sont seulement qu'indirectement liés au coût *énergétique-mécanique* associé au travail mécanique fourni par les muscles (Donelan *et al.* [2002b]). Ils ne contiennent aucune information sur les variations d'énergie mécanique des segments corporels par rapport au CM (Willems *et al.* [1995]), bien que le transfert d'énergie entre les segments corporels en mouvement par rapport au CM soit important (Willems *et al.* [1995]) et dépende en partie de la production de force musculaire (Neptune *et al.* [2004b]; Zajac *et al.* [2002, 2003]). Par ailleurs, le travail externe est le résultat des actions musculaires simultanées produisant du travail musculaire à la fois positif et négatif. Même si le travail externe résultant est minimal, le coût *énergétique-mécanique* associé à ces travaux mécaniques simultanés pourrait être élevé puisqu'il y a un coût *énergétique-mécanique* associé à la fois au travail musculaire positif (e.g. contraction musculaire) et négatif (e.g. étirement musculaire). Enfin, le stockage et la restitution d'énergie élastique par les muscles n'est pas représenté par les analyses du coût mécanique lié au déplacement du CM. Une quantité importante d'énergie élastique pourrait être produite et stockée par les fléchisseurs plantaires de la cheville au contact initial du pied au sol et restituée ensuite en fin de simple appui (Hof [1998]; Hof *et al.* [1983, 2002]; Neptune *et al.* [2001]).

Compte tenu des limites associées au calcul du coût *énergétique-mécanique* de la marche basée sur la trajectoire du CM, nous nous intéresserons dans le chapitre suivant à la quantification du coût associé aux mouvements des segments corporels par rapport au CM. Pour cela, nous nous focaliserons uniquement sur le comportement du corps humain représenté par le système plurisegmentaire. Une attention particulière sera portée sur la quantification du travail mécanique résultant à la fois des actions musculaires concentriques et excentriques.

Chapitre 9

Formulations du travail des forces internes

Sommaire

9.1 Introduction	159
9.2 Théorème de l’Energie Cinétique	161
9.2.1 Approche globale	162
9.2.2 Approche locale	163
9.3 Résultats	166
9.4 Discussion et conclusions	171

9.1 Introduction

Le calcul du travail mécanique externe, basé sur la mesure du déplacement du CM du sujet, offre une première indication du coût *énergétique-mécanique* du mouvement. Cependant, comme énoncé au chapitre 8, ce travail externe ne donne aucune information sur le travail mécanique fourni par les segments corporels et peut se confronter au problème du *Zero-Work-Paradox*, en particulier pour une activité cyclique comme la marche. Cavagna (Cavagna *et al.* [1976]) montre par exemple que la détermination du travail mécanique externe basés sur la trajectoire du CM, permettrait de réaliser des prédictions énergétiques 20 à 30 % inférieures à la dépense métabolique du sujet. Elle nécessiterait également la mise en place de modèles séparés pour des marches à vitesse lente et rapide (Minetti *et al.* [1995]; Minetti et Saibene [1992]), puisque le travail mécanique externe serait un déterminant majeur de la cadence de marche à vitesse lente tandis qu’à vitesse rapide les mouvements des

segments corporels sont plus significatifs (Minetti *et al.* [1995]). Pour cette raison, il semble nécessaire d'examiner les contributions énergétiques des segments corporels impulsant et contrôlant le mouvement du corps humain. Il s'agit pour cela d'analyser la puissance et le travail mécanique réalisé par les efforts internes à partir d'une modélisation plurisegmentaire du sujet.

Le Théorème de l'Energie Cinétique détermine le travail mécanique développé par les efforts internes et donc le travail fourni par les forces musculaires résultantes, actionneurs des segments corporels. Cependant, en se basant sur le Théorème de l'Energie Cinétique associé à la modélisation plurisegmentaire du sujet, différentes formulations du coût *énergétique-mécanique* du mouvement ont été proposées dans la littérature scientifique. Celles-ci nourrissent de multiples controverses, en particulier lorsqu'il s'agit de corrélérer le coût mécanique du mouvement à la dépense métabolique (Malatesta *et al.* [2004]; Neptune et Van den Bogert [1998]) ou de quantifier le transfert d'énergie entre les segments corporels (Minetti *et al.* [1995]; Willems *et al.* [1995]). La première formulation, l'approche globale du Théorème de l'Energie Cinétique, s'appuie sur l'expression de l'énergie mécanique totale du système plurisegmentaire (Aissaoui *et al.* [1996]; Mansour *et al.* [1982]; Winter *et al.* [1976]). A partir de cette approche, Winter (Winter *et al.* [1976]) propose un calcul direct de l'énergie dépensée par chaque segment corporel lors d'un cycle de marche et analyse leurs contributions énergétiques individuelles sur la dépense énergétique totale du sujet. Il montre la part mineure de l'énergie cinétique de rotation pour les segments autres que les membres inférieurs. Il affirme en outre que le tronc se comporte comme un système conservatif avec un échange complet entre énergie cinétique et énergie potentielle. L'approche locale repose sur un modèle dynamique du corps humain qui évalue directement, par le biais d'une procédure en dynamique inverse, les puissances articulaires à l'origine du mouvement humain (Aleshinsky [1986]; Kautz *et al.* [1994]; Purkiss et Robertson [2003]; van Ingen Schenau *et al.* [1990]; Winter *et al.* [1990]). Le travail mécanique calculé à partir des puissances articulaires permet d'effectuer un bilan énergétique mécanique des efforts internes qui créent les mouvements segmentaires. A partir de ces deux approches globale et locale, plusieurs formulations du coût mécanique interne du mouvement peuvent alors être exprimées (Ale-

shinsky [1986]; Leboeuf et Lacouture [2008]; Norman *et al.* [1976]; Purkiss et Robertson [2003]; Winter *et al.* [1990]).

L'objectif de ce chapitre est d'estimer le travail des efforts internes développé au cours de la marche normale. La question du coût mécanique associé aux différentes phases du cycle de marche sera une nouvelle fois abordée en se basant cette fois-ci sur le coût mécanique interne de la marche. Nous déduirons de nos résultats la précision relative des différentes formulations du travail des forces internes utilisées dans ce chapitre.

9.2 Théorème de l'Energie Cinétique

Le Théorème de l'Energie Cinétique appliqué au système plurisegmentaire s'énonce ainsi : "La variation de l'énergie cinétique du système plurisegmentaire en mouvement est égale à la somme des travaux pour les déplacements élémentaires réels, de toutes les forces tant internes qu'externes, appliqués aux points du système". Cet énoncé permet d'écrire qu'entre deux instants quelconques, lors d'un mouvement :

$$\Delta K = W_{int} + W_{ext} \quad (9.1)$$

Les efforts externes se limitent, dans le cas de la marche, à la force de pesanteur du système et à la force de réaction, exercées à l'interaction pied-sol. Cette dernière ne travaille pas, dans la mesure où le contact se fait sans glissement (paragraphe 8.2.2).

Le travail interne définit la somme algébrique des travaux négatifs et positifs des forces internes accumulés entre les deux mêmes instants. Les travaux des forces de liaison sont considérés nuls, puisque les liaisons sont supposées parfaites. Deux expressions principales sont utilisées pour calculer le travail des forces internes au cours du mouvement à un instant t : l'approche globale et l'approche locale du travail des forces internes. Elles présentent des modes calculatoires sensiblement différents.

Compte tenu des conclusions de Winter (Winter *et al.* [1976]) concernant l'apport mineure de l'énergie cinétique interne des membres corporels supérieurs et celle du tronc sur la dépense énergétique totale du sujet, nous avons réduit notre analyse aux membres

inférieurs du sujet (pieds, jambes, cuisses et bassin).

9.2.1 Approche globale

Rappelons que l'énergie cinétique totale est égale à la somme de l'énergie cinétique interne des segments calculée au CM et de l'énergie cinétique externe :

$$K = K_{int} + K_{ext} \quad (9.2)$$

En référence à la relation 9.1, l'approche globale permet de définir le travail mécanique des forces internes de la façon suivante :

$$W_1 = \Delta K_{int} + \Delta K_{ext} + \Delta U = \int_0^t P_{int} \quad (9.3)$$

Où $P_{int} = \sum_{i=1}^n P_i$ représente la puissance des efforts internes développée par le système. P_i est la puissance mécanique développée à chaque articulation i du modèle segmentaire. Une simple sommation sur le temps n'est pas représentative du travail effectif des efforts internes. Ainsi, un tel bilan énergétique représente simplement une variation d'énergie mécanique entre deux instants. Aussi, si le mouvement s'effectue entre deux positions de repos identiques, le bilan énergétique est nul (e.g. *Zero-Work-Paradox*). Cette remarque indique simplement qu'il faut calculer des bilans cumulatifs en plaçant à l'intérieur de cette expression, des valeurs absolues. Une première formulation du travail des forces internes consiste à écrire :

$$W_{1a} = \sum_{i=1}^N |\Delta K_{int} + \Delta K_{ext} + \Delta U| \quad (9.4)$$

où N est le nombre des phases successivement positives puis négatives. Cette dernière expression s'appuie sur la loi de conservation de l'énergie mécanique (Pierrynowski *et al.* [1980]; Winter [1979]). Elle suppose qu'un transfert d'énergie complet, d'énergie cinétique en énergie potentielle et vice et versa peut avoir lieu dans un segment et entre les segments composant le corps humain.

9.2.2 Approche locale

Dans le cas de l'approche locale, la puissance mécanique développée à chaque articulation i du modèle segmentaire est définie par le produit scalaire entre les vecteurs taux de rotation et moment articulaire (Bouisset [2002]; van Ingen Schenau *et al.* [1990]; Zatsiorsky [2001]) :

$$P_i = (\Omega^{i-1,i}) \cdot (M^{i-1,i}) \quad (9.5)$$

où $\Omega^{i-1,i}$ est le taux de rotation relatif du segment aval par rapport au segment amont et $M^{i-1,i}$ est le vecteur moment articulaire exercé par le segment amont sur le segment aval réduit à l'origine du repère amont. Le moment intersegmentaire $M^{i-1,i}$ provient de la partie 3×3 de chaque torseur des efforts intersegmentaires $\Phi^{i-1,i}$ calculé par une procédure dynamique inverse. Le calcul des efforts intersegmentaires aux chevilles, genoux et hanches, est réalisé par l'algorithme suivant à chaque instant t du cycle de marche :

1. Calcul de la matrice d'accélération absolue de chaque segment i :

$$H^{0,i} = \ddot{T}^{0,i} \cdot (T^{0,i})^{-1} \quad (9.6)$$

2. Transfert de la matrice de pseudo-inertie dans le référentiel global \mathcal{R}_0 :

$$J^{0,i} = T^{0,i} \cdot J_{(i)}^i \cdot (T^{0,i})^T \quad (9.7)$$

3. Calcul de la matrice $A^{0,i}$ contenant les forces et moments dynamiques du segment i :

$$A^{0,i} = H^{0,i} \cdot J^{0,i} - J^{0,i} \cdot (H^{0,i})^T \quad (9.8)$$

4. Calcul de la matrice $\Phi_g^{0,i}$ exprimant l'action de la gravité sur le segment i :

$$\Phi_g^{0,i} = H_g \cdot J^{0,i} - J^{0,i} \cdot (H_g)^T \quad (9.9)$$

5. Evaluation des efforts intersegmentaires entre les segments adjacents i et $i + 1$, en écrivant l'équation d'équilibre dynamique au segment i :

$$\Phi^{i,i+1} = A^{0,i} + \Phi^{i-1,i} - \Phi_g^{0,i} \quad (9.10)$$

avec $\Phi^{0,1} = \Phi^{sol,pied}$ la matrice des efforts de réaction du pied d'appui au sol.

$$\Phi^{0,1} = \begin{bmatrix} 0 & -M_z & My & Rx \\ M_z & 0 & -M_x & Ry \\ -M_y & M_x & 0 & Rz \\ -R_x & -R_y & -R_z & 0 \end{bmatrix} \quad (9.11)$$

6. Transfert de l'opérateur des efforts intersegmentaires dans le repère local lié au segment i :

$$\Phi_{(i)}^{i,i+1} = T^{i,0} \cdot \Phi^{i,i+1} \cdot (T^{i,0})^T \quad (9.12)$$

L'approche locale est basée sur la définition classique du travail comme l'intégrale du produit entre le moment articulaire et la vitesse angulaire intersegmentaire par rapport au temps. Elle considère que les couples et leurs puissances articulaires représentent la résultante des groupes musculaires actionneurs de l'articulation (Winter *et al.* [1990]). Par conséquent, l'approche locale doit évaluer plus précisément le travail mécanique fourni par les synergies des actions musculaires (Aleshinsky [1986]; Winter *et al.* [1990]). A partir du calcul des puissances articulaires, il est possible de déterminer le travail des forces internes de la façon suivante :

$$W_{2a} = \int_0^t \left| \sum_{i=1}^n P_i \right| dt = \int_0^t \left| \sum_{i=1}^n (\Omega^{i-1,i}) \cdot (M^{i-1,i}) \right| dt \quad (9.13)$$

Cette dernière expression est à comparer avec la relation 9.4 puisqu'elle exprime également un calcul global du travail des forces internes. En effet, le placement des valeurs absolues du bilan W_{2a} , nous amène à noter une égalité formelle avec W_{1a} de l'approche *globale*. La comparaison des résultats obtenus par les modèles W_{1a} et W_{2a} constitue par conséquent un élément de vérification supplémentaire de la validité des processus de calculs effectués, en particulier lors des calculs itératifs de dynamique inverse (Caldwell et Forrester [1992]).

Un second bilan W_{2b} est basé sur l'hypothèse qu'il n'existe pas de compensation d'énergie d'une articulation sur l'autre. En d'autres termes, uniquement les muscles uni-articulaires sont représentés par cette formulation. Celle-ci devrait produire une valeur supérieure ou égale au bilan précédent, car il cumule les puissances articulaires *motrices* et *frénatrices*,

toutes deux coûteuses en énergie métabolique (Winter *et al.* [1990]). Elle s'exprime de la façon suivante :

$$W_{2b} = \int_0^t \sum_{i=1}^n |P_i| dt = \int_0^t \sum_{i=1}^n |(\Omega^{i-1,i}) \cdot (M^{i-1,i})| dt \quad (9.14)$$

W_{2b} est donc la somme des valeurs absolues des puissances articulaires qui tend vers l'énergie mécanique réellement produite.

9.3 Résultats

Comme décrit dans le paragraphe 9.2.1, l'approche globale du calcul du travail des forces internes est basée sur l'application du Théorème de l'Energie Cinétique. La relation 9.4 calcule le travail des forces internes W_{1a} ; elle nécessite les calculs de l'énergie cinétique et de l'énergie potentielle (figure 9.1). Au cours du cycle de marche, l'énergie cinétique totale atteint son amplitude maximale à LO lors de l'initiation de l'élévation du CM alors que l'énergie potentielle atteint sa valeur maximale à $midstance$.

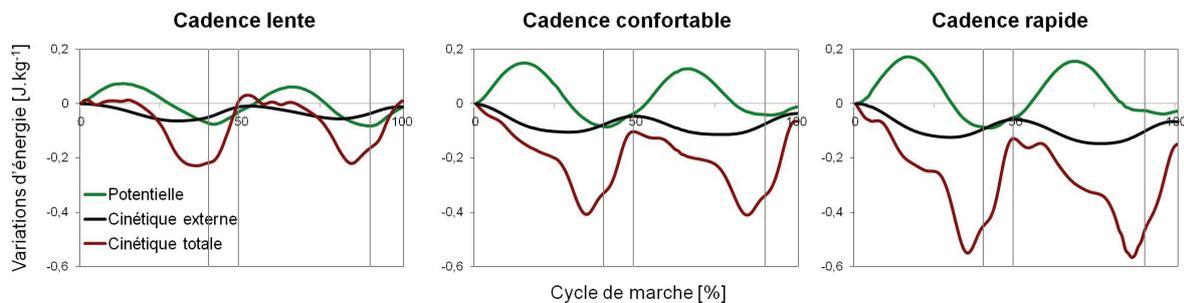


FIGURE 9.1 – Variations moyennes d'énergie potentielle, et variations moyennes d'énergie cinétique externe et totale pour un cycle de marche à vitesses de marche lente, confortable et rapide. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de contact initial CI , de lever des orteils LO et de contact initial controlatéral CIC .

Nous présentons sur les figures 9.2 et 9.3 les résultats obtenus respectivement pour le calcul des moments et puissances articulaires à la cheville gauche, au genou gauche et à la hanche gauche pour un cycle complet de marche. On observe un pic de puissance au niveau de la cheville lors de la phase de propulsion. Cette articulation est la plus sollicitée en vitesse de rotation et en puissance au cours de l'appui au sol. On peut également observer que les pics des couples articulaires ne coïncident pas nécessairement avec les pics de puissance articulaire quelle que soit la vitesse de marche.

Sur les figures 9.4, 9.5 et 9.6, nous avons représenté les résultats des travaux des forces internes calculés par les approches globale (W_{1a}) et locale (W_{2a} et W_{2b}). Ces résultats ont été comparés aux valeurs du travail externe W_{ext} calculées par le modèle plurisegmentaire. On peut noter que le travail W_{2b} est très élevé lors des phases de freinage (5,31 ; 5,77

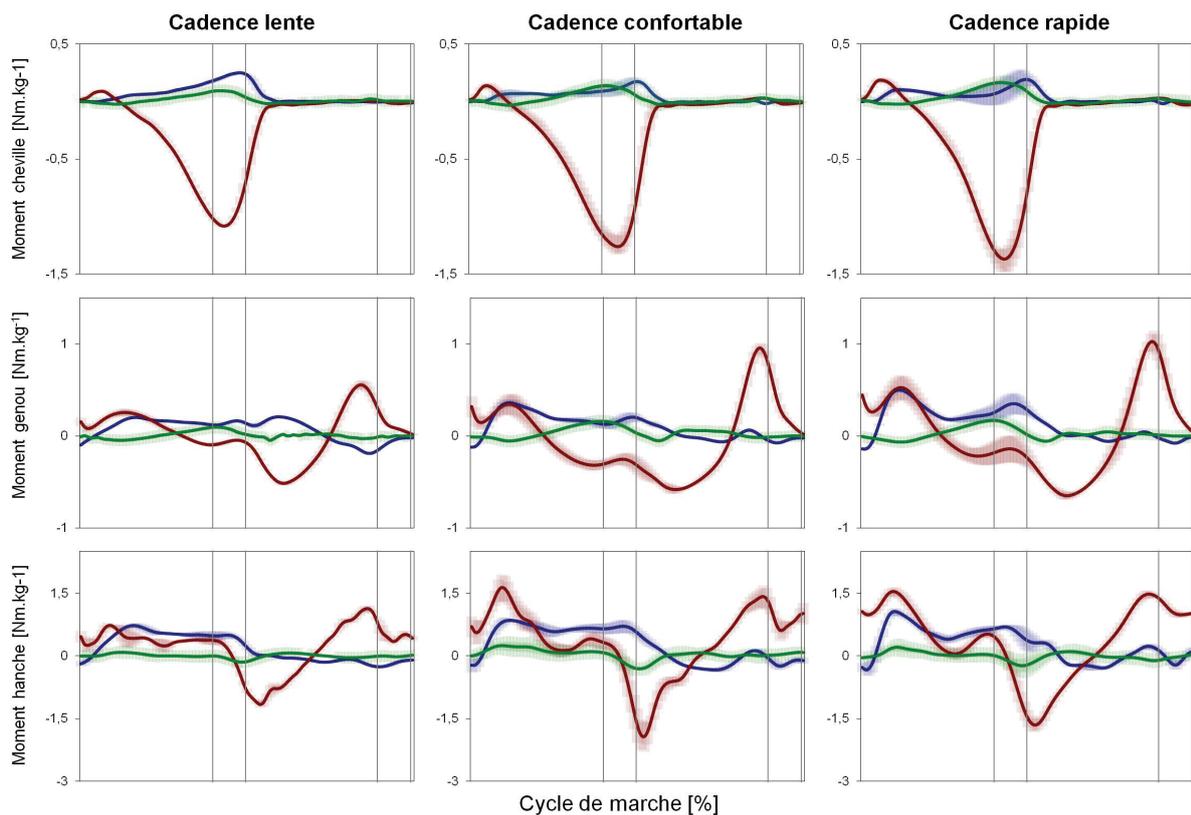


FIGURE 9.2 – Evolution au cours du cycle de marche des moments articulaires de flexion/extension (trait rouge), d'abduction/adduction (trait bleu) et de rotation interne/externe (trait vert) aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche. Pour chaque graphique le trait plein représente la valeur moyenne de la variable considérée et les corridors correspondants représentent les écart-types. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de contact initial *CI*, de lever des orteils *LO* et de contact initial controlatéral *CIC*.

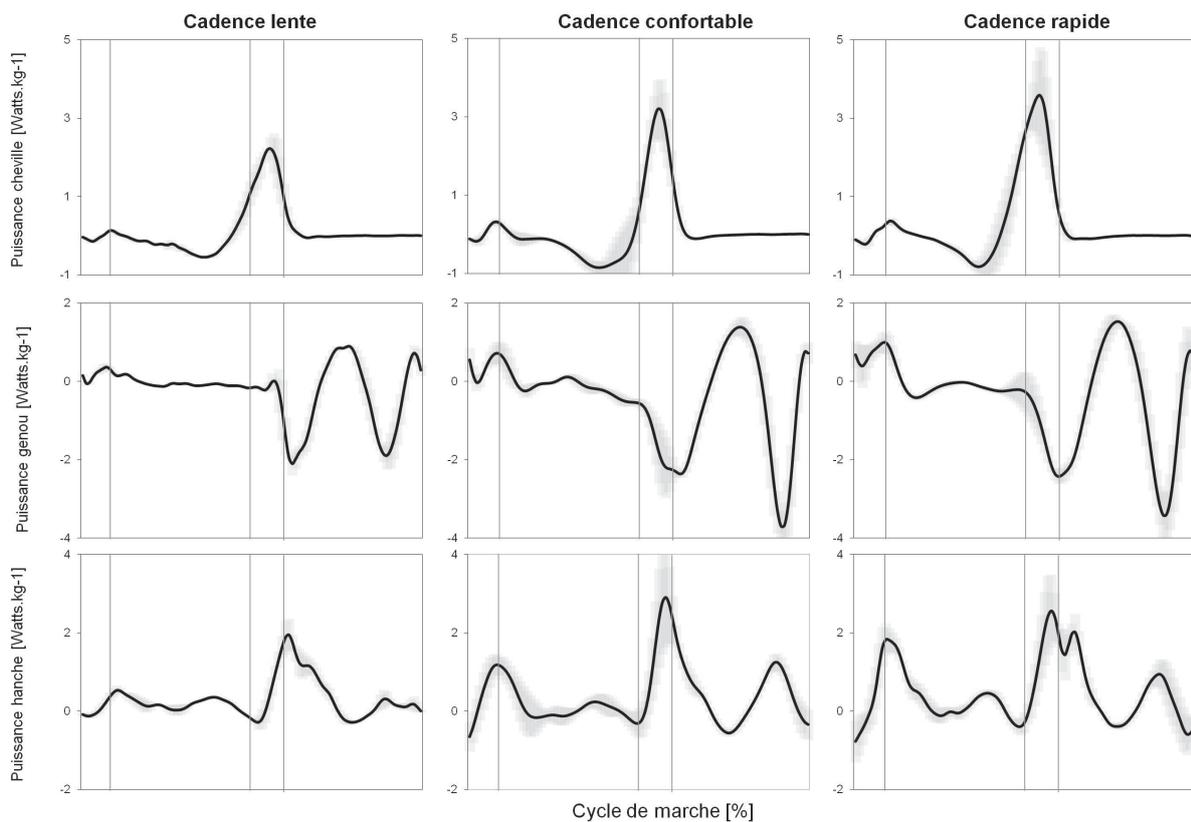


FIGURE 9.3 – Evolution au cours du cycle de marche des puissances articulaires aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche. Pour chaque graphique le trait plein représente la valeur moyenne de la variable considérée et les corridors gris représentent les écart-types. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de lever des orteils *LO*, de contact initial *CI* et de lever des orteils controlatéral *CIC*.

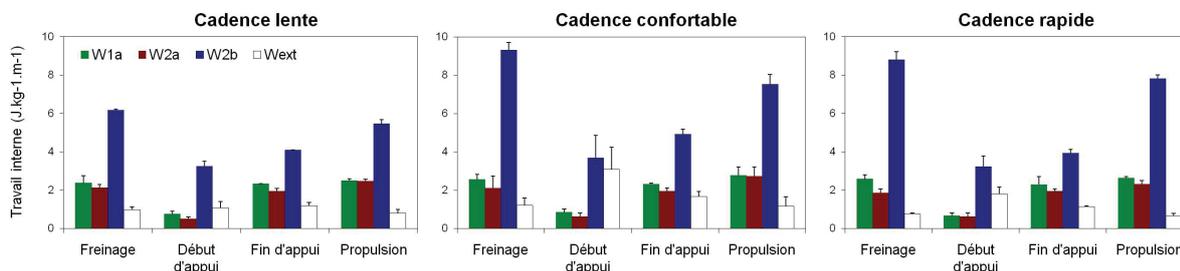


FIGURE 9.4 – Valeurs finales moyennes de travail interne calculé respectivement au cours des phases de freinage, de début d'appui, de fin d'appui et de propulsion. Les calculs ont été réalisés à partir des approches W_{1a} , W_{2a} et W_{2b} et comparés aux valeurs finales du travail externe W_{ext} , à vitesses de marche lente, confortable et rapide.

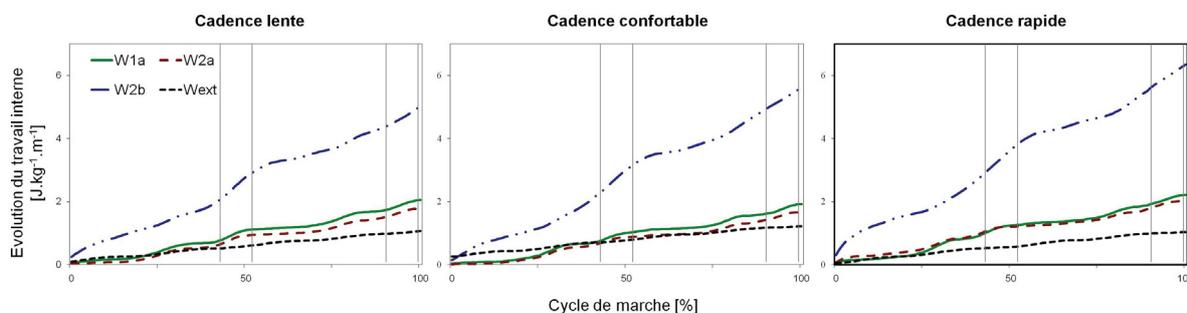


FIGURE 9.5 – Evolution moyenne du travail interne pour un cycle complet de marche, calculée à partir des approches W_{1a} , W_{2a} et W_{2b} comparées à l'évolution du travail externe W_{ext} à vitesses de marche lente, confortable et rapide. Les résultats sont illustrés pour un cycle complet de marche. Les lignes continues verticales représentent successivement les instants de contact initial CI , de lever des orteils LO et de contact initial controlatéral CIC .

et $5,66 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ à vitesses respectivement lente, confortable et rapide) et de propulsion ($4,04$; $4,38$ et $5,77 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$). Le travail interne nécessaire pour élever le CM (phase de début d'appui) est moins important ($1,85$; $2,28$ et $3,09 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$). On obtient par ailleurs un résultat logique concernant les travaux W_{1a} , W_{2a} et W_{2b} puisque le bilan du troisième, qui ne tient pas compte des échanges d'énergie intersegmentaires, est supérieur à celui des deux précédents pour un cycle de marche quelle que soit la vitesse de marche. Le travail W_{2b} est également nettement supérieur au travail externe fourni respectivement au cours des phases de freinage et de propulsion quelle que soit la vitesse de marche.

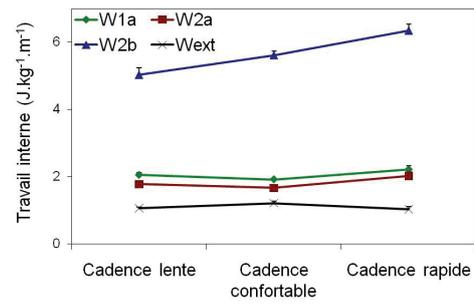


FIGURE 9.6 – Valeurs finales moyennes de travail interne pour un cycle complet de marche, calculée à partir des approches W_{1a} , W_{2a} et W_{2b} comparées aux valeurs finales du travail externe W_{ext} à vitesses de marche lente, confortable et rapide.

9.4 Discussion et conclusions

L'objectif de ce chapitre est de déterminer le coût mécanique interne de la marche normale au travers différentes formulations du Théorème de l'Energie Cinétique. Nous avons, dans un premier temps, clarifié le contenu des formulations tout en spécifiant leurs intérêts et leurs limites. Dans un deuxième temps, nous avons évalué le travail des forces internes issu de chacune des formulations au cours des différentes phases de la marche.

Deux approches du calcul du travail des efforts internes permettent d'exprimer le travail mécanique développé pour déplacer les segments corporels. Elles nous ont conduit à structurer trois bilans énergétiques (W_{1a} , W_{2a} et W_{2b}). La première approche, l'approche globale (W_{1a}), considère les transferts d'énergie intra et intersegmentaires du corps en mouvement (Winter [1979]; Winter *et al.* [1990]). Cette approche tient compte de la compensation d'énergies entre segments corporels adjacents lorsque le travail interne réalisé à une articulation est absorbée par l'articulation adjacente. Comme discuté au chapitre 8, des études (Donelan *et al.* [2002b]; Kuo [2002]) ont suggérées que le travail mécanique développé lors de la propulsion par le membre ipsilatéral serait utilisé pour compenser et réduire le travail excentrique des muscles du membre controlatéral en phase de freinage. Cette hypothèse paraît objectivement irréaliste, puisqu'elle impliquerait globalement qu'un mouvement antisymétrique ne nécessite pas d'énergie. Par conséquent, les calculs du coût mécanique interne à partir de l'approche globale sont limités par la nécessité d'établir des hypothèses plus précises sur les conditions de transfert d'énergie entre les segments corporels. Néanmoins, il paraît délicat de déterminer précisément les quantités de transfert d'énergie entre les segments corporels car ils sont d'autant plus difficiles à localiser que la dynamique du mouvement est importante (Leboeuf et Lacouture [2008]). Dans la plupart des travaux traitant du problème, les transferts d'énergie sont estimés et non véritablement calculés. A l'instar des travaux de Winter (Winter *et al.* [1990]), nous pouvons donc affirmer que l'approche globale sous-estime les travaux des forces internes puisqu'il ne peut représenter le travail interne lié aux actions simultanées d'absorption et de génération de force du système musculosquelettique. Cependant, cette approche permet de représenter, sans la

quantifier, les phénomènes de stockage et de restitution d'énergie élastique de déformation tendineuse. Certains auteurs (Hof [1998]; Hof *et al.* [1983, 2002]; Neptune *et al.* [2001]) affirment qu'une grande partie du travail musculaire nécessaire à la propulsion résulterait de la restitution d'énergie élastique stockée dans les fléchisseurs plantaires en fin d'appui. Comme le précise Zatsiorsky (Zatsiorsky [2002]), pour déterminer précisément le travail interne lié au déplacement des segments corporels, les couples et puissances articulaires doivent être calculés. L'approche locale permet de rendre compte du travail des forces internes dû aux puissances articulaires. A partir de cette approche, nous avons mis en évidence deux bilans cumulatifs W_{2a} et W_{2b} . Le premier est, selon le Théorème de l'Energie Cinétique et le placement des valeurs absolues, formellement identique au bilan de l'approche globale (W_{1a}). Seulement, ces deux formulations reposent sur des modes calculatoires sensiblement différents car dans le cas global on utilise seulement les dérivés premières alors que le second cas nécessite une modélisation dynamique complète préalable au calcul des couples articulaires et donc des puissances articulaires. On sait que la détermination de ces accélérations engendre quantité d'incertitudes qu'il reste difficile de maîtriser (Challis *et Kerwin* [1996]; Silva *et Ambrosio* [2004]) car résultant d'une double opération de dérivation sur des données expérimentales. Ainsi, l'accumulation d'erreurs sera moindre dans W_{1a} car ce bilan n'impose pas la détermination des accélérations angulaires. Néanmoins, en se basant uniquement sur le calcul des couples articulaires et sans faire appel à des hypothèses controversées, l'approche basée sur la somme des valeurs absolues des puissances articulaires semble être le modèle le plus précis permettant d'estimer le travail des forces internes. Cette formulation dissocie et cumule les travaux moteurs des travaux freinateurs, et met en évidence l'importance du travail mécanique interne par rapport au travail externe (figures 9.4 et 9.5). Elle permet en outre de rendre compte qu'un travail musculaire significatif est nécessaire lors des phases de freinage et de propulsion du cycle de marche pour rediriger le CM (Donelan *et al.* [2002a,b]). En effet, ce travail musculaire est nécessaire pour permettre simultanément l'appui initial au sol et la progression du corps vers l'avant, des fonctions étroitement liées à la redirection du CM (Neptune *et al.* [2001, 2004b]). Au cours de ces phases, le soléaire et les gastrocnémiens fournissent un travail concentrique simultanément

à l'activité excentrique synergique du droit antérieur ipsilatéral qui permettrait de redistribuer l'énergie de la jambe d'appui vers le tronc et accélérer le CM vers l'avant (Neptune *et al.* [2004a]). Ce travail musculaire est aussi important pour d'autres fonctions incluant l'initiation de l'accélération de la jambe oscillante (Neptune *et al.* [2001]; Piazza *et Delp* [1996]).

L'approche basée sur la somme des valeurs absolues des puissances articulaires présente tout de même quelques limites. D'une part, les travaux internes ne se compensent pas puisque l'approche ne considère pas l'action des muscles pluri-articulaires et donc le transfert d'énergie entre les segments corporels. D'autre part, le stockage et la restitution d'énergie élastique de déformation tendineuse n'est pas admise par cette approche. Par ailleurs, le coût des travaux internes positifs et négatifs sont égaux alors qu'il est admis dans la littérature que le travail concentrique développé par un muscle consomme plus d'énergie métabolique que le travail excentrique fourni (Abbott *et al.* [1952]). Enfin, le modèle n'admet pas de dépense d'énergie métabolique pour une contraction musculaire isométrique (Koerhuis *et al.* [2003]; Russ *et al.* [2002]) que des modélisations incluant des données électromyographiques pourraient quantifier.

Conclusion de la quatrième partie

Dans le chapitre 8, nous avons comparé les valeurs de travail externe obtenues par quatre modèles de la marche : le *compass gait*, le modèle amélioré de Zijlstra, le modèle plurisegmentaire dit *de référence* et notre proposition, l'EIP3D. Il apparaît que l'EIP3D réduit de façon significative le coût *énergétique-mécanique* externe par rapport aux trois autres modèles. Le simulateur proposé obtient par ailleurs des résultats similaires au modèle plurisegmentaire dans la mesure où les trajectoires du CM sont elles aussi semblables (chapitre 7). Ceci nous conduit à rendre compte de l'influence du déplacement du CP sous le pied d'appui sur cette dépense *énergétique-mécanique* externe. Compte tenu de la similitude des résultats cinématiques et énergétiques obtenus par l'EIP3D et par le modèle de référence, l'EIP3D pourrait être utile dans la définition de données normatives spécifiques dans des situations où les marches normale et pathologique seraient comparées. L'intérêt ici serait de s'affranchir d'une modélisation plurisegmentaire complète, souvent difficile dans le cas d'analyse de la marche de sujets pathologiques. L'EIP3D permettrait alors d'évaluer les effets de certains traitements thérapeutiques au cours d'un programme de réadaptation à la marche.

Afin d'approcher le coût *énergétique-mécanique* musculaire de la marche, nous nous sommes intéressés dans le chapitre 9 au calcul du travail réalisé par les segments corporels résultant de leur mouvement par rapport au CM. Le calcul de ce travail mécanique dit *interne* est basé sur l'expression du théorème de l'énergie cinétique. A partir de ce dernier, différentes formulations du travail mécanique interne sont présentées dans la littérature : l'approche

globale qui évalue le travail global des efforts internes en tenant compte du corps dans son ensemble, et l'approche locale qui évalue à chaque articulation les puissances mécaniques développées. Nous avons comparés les résultats du travail mécanique interne obtenus à partir de ces deux approches. Il apparaît que l'approche locale basée sur la somme des valeurs absolues des puissances articulaires est certainement la plus proche de la dépense *énergétique-mécanique* musculaire. En effet, cette formulation permet de dissocier et cumuler les travaux musculaires moteurs des travaux musculaires freinateurs.

Conclusion générale et perspectives

La modélisation de la marche normale humaine est complexe. Elle implique la représentation (i) des degrés de liberté du corps humain, (ii) de ses caractéristiques anthropomorphiques et, (iii) des contraintes liées aux interactions avec son environnement. Même s'il reste difficile voire impossible de décrire parfaitement le comportement mécanique du corps humain en raison du nombre important de variables impliquées, les modèles biomécaniques complexes étudient certains mécanismes tels que la cinématique des articulations avec de multiples degrés de liberté, l'actionnement du système ou l'activité musculaire à l'origine du mouvement. Cependant, d'un point de vue mécanique, la coordination par l'individu de l'ensemble de ses segments corporels soumis aux contraintes citées en amont, a pour objectif explicite le déplacement de son centre de masse. La problématique de la modélisation de la marche peut alors être envisagée de façon différente en analysant globalement le comportement du marcheur assimilé à son centre de masse ; Les modèles mécaniques simplifiés reposent sur ce constat. Aussi, l'objectif de ce travail était d'évaluer la pertinence des différentes modélisations mécaniques pour étudier la marche d'un point de vue cinématique et énergétique.

Nous avons commencé par effectuer une revue de littérature des différents modèles mécaniques proposés. Cette revue nous a guidé dans le choix d'un protocole expérimental et d'une méthodologie, aboutissant à une modélisation plurisegmentaire, dite *de référence*, des sujets testés.

Nous avons poursuivi notre analyse en étudiant la pertinence de la théorie des déterminants de la marche sur la trajectoire du centre de masse et le pattern de force de réaction au sol. Cette étude a permis de mettre en évidence l'importance des mécanismes de cheville et de la flexion du genou en appui sur l'apparition successive des pics de force de réaction verticale du sol. Par ailleurs, les déterminants majeurs de la réduction de l'excursion verticale du centre de masse sont les mécanismes de pied à travers le déplacement du centre de pression sous le pied d'appui.

En tenant compte de ces conclusions, nous avons proposé un modèle mécanique amélioré, l'EIP3D, dans le but de prédire de façon réaliste, la trajectoire tridimensionnelle du centre de masse au cours de la marche. Ce modèle pendulaire est caractérisé par le déplacement

du point de pivot de la jambe d'appui du système, assimilé au déplacement *réel* du centre de pression, au cours de la phase de simple appui. La trajectoire du centre de masse lors de la phase de double appui est simulée par un pendule simple attaché à l'extrémité supérieure du pendule. Nos résultats montrent que l'EIP3D simule de façon fiable la trajectoire tridimensionnelle du centre de masse.

Ces résultats nous ont conduit à effectuer une analyse énergétique des différents modèles mécaniques : le *compass gait*, le modèle amélioré de Zijlstra, l'EIP3D et le modèle pluri-segmentaire. Cette analyse énergétique, basée sur la trajectoire du centre de masse décrite par les modèles, montre l'importance des mécanismes de pied, et donc du déplacement du centre de pression, dans les prédictions énergétiques liées au déplacement du centre de masse.

Afin de rendre compte des limites liées aux calculs énergétiques simplement basés sur ce déplacement, nous avons conclu ce manuscrit par une analyse de la dépense *énergétique-mécanique* interne au cours de la marche. Différentes formulations du calcul du travail mécanique interne, toutes basées sur l'expression du Théorème de l'Energie Cinétique, ont été présentées et comparées. Nous en avons déduit que le coût *énergétique-mécanique* interne basé sur la somme des valeurs absolues des puissances articulaires permet de se rapprocher de la dépense *énergétique-mécanique* musculaire *réelle* puisqu'il tient compte à la fois des travaux moteurs et des travaux freinateurs.

En conclusion, nous avons proposé un nouvel outil d'analyse et de simulation de la cinématique et de l'énergétique de la marche normale : l'EIP3D. Ce modèle profite des avantages qu'offrent les modèles biomécaniques simplifiés en s'appuyant sur une représentation globale de l'individu en son centre de masse. Pour évaluer l'utilité de ce modèle dans l'analyse clinique de la marche, l'EIP3D sera étendu à une modélisation de la marche asymétrique. L'idée est d'introduire les paramètres mécaniques à l'origine des asymétries touchant les mouvements des membres inférieurs du sujet. Cette perspective de recherche pourra être appliquée à l'analyse de la cinématique et de l'énergétique de la marche hémiparétique ou de patients utilisateurs de prothèses transtibiales. La validation de ces travaux futurs fournira sans doute des informations supplémentaires nécessaires à la conception d'orthèses

et/ou de prothèses podales.

L'analyse du coût *énergétique-mécanique* interne de la marche est une première étape dans la quantification du coût *énergétique réel* de la marche. Ce travail sera poursuivi par la mise en place d'une modélisation musculosquelettique de l'individu pour le calcul des travaux musculaires individualisés. Il s'agira d'évaluer le travail mécanique effectué par chaque muscle compris dans le modèle à partir des forces musculaires développées. Celles-ci seront calculées par une technique d'optimisation statique assistée par électromyographie. Les forces musculaires issues des données électromyographiques seront implémentées dans une procédure d'optimisation statique sous forme de contraintes d'inégalité. Les solutions obtenues seront alors représentatives des calculs des forces musculaires en dynamique inverse et des données physiologiques musculaires.

Bibliographie

- ABBOTT B., BIGLAND B. et RITCHIE J. (1952). The physiological cost of negative work. *The Journal of Physiology*, 117(3): 380.
- ADAMCZYK P., COLLINS S. et KUO A. (2006). The advantages of a rolling foot in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 209(20): 3953.
- AISSAOUI R., ALLARD P., JUNQUA A., FROSSARD L. et DUHAIME M. (1996). Internal work estimation in three-dimensional gait analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 34(6): 467–471.
- ALESHINSKY S. (1986). An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem—ii. movement of the multi-link chain model. *Journal of biomechanics*, 19(4): 295–300.
- ALEXANDER N., MOLLO J., GIORDANI B., ASHTON-MILLER J., SCHULTZ A., GRUNAWALT J. et FOSTER N. (1995). Maintenance of balance, gait patterns, and obstacle clearance in alzheimer's disease. *Neurology*, 45(5): 908.
- ALEXANDER R. (1992). A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B : Biological Sciences*, 338(1284): 189.
- ALEXANDER R. (1991). Energy-saving mechanisms in walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 160(1): 55.

- AMARANTINI D. et MARTIN L. (2004). A method to combine numerical optimization and emg data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of biomechanics*, 37(9): 1393–1404.
- AMARANTINI D., RAO G. et BERTON E. (2010). A two-step emg-and-optimization process to estimate muscle force during dynamic movement. *Journal of biomechanics*, 43(9): 1827–1830.
- ANDERSON F., GOLDBERG S., PANDY M. et DELP S. (2004). Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait : an induced position analysis. *Journal of biomechanics*, 37(5): 731–738.
- ANDERSON F. et PANDY M. (2001a). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123: 381.
- ANDERSON F. et PANDY M. (2001b). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, 34(2): 153–161.
- ANDREWS J. et MISH S. (1996). Methods for investigating the sensitivity of joint resultants to body segment parameter variations. *Journal of biomechanics*, 29(5): 651–654.
- BAKER R. (2003). Isb recommendation on definition of joint coordinate systems for the reporting of human joint motion. Part i : ankle, hip and spine. *Journal of Biomechanics*, 36(2): 300–302.
- BASMAJIAN J. et DE LUCA C. (1985). Muscles alive-the functions revealed by electromyography. *Baltimore, MD : Williams Wilkins*.
- BAUBY C. et KUO A. (2000). Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*, 33(11): 1433–1440.
- BEGON M., MONNET T. et LACOUTURE P. (2007). Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & posture*, 25(3): 353–359.

- BENKHEMIS I. (2006). *Essai de repérage du critère minimisé spontanément par le sportif. Exemple du saut en longueur*. Thèse de doctorat.
- BERTRAM J. et RUINA A. (2001). Multiple walking speed–frequency relations are predicted by constrained optimization. *Journal of theoretical Biology*, 209(4): 445–453.
- BOUISSET S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Elsevier Masson.
- BROWN S. et POTVIN J. (2005). Constraining spine stability levels in an optimization model leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates. *Journal of biomechanics*, 38(4): 745–754.
- BUCHANAN T., LLOYD D., MANAL K. et BESIER T. (2005). Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11): 1911.
- BUCHANAN T. et SHREEVE D. (1996). An evaluation of optimization techniques for the prediction of muscle activation patterns during isometric tasks. *Journal of biomechanical engineering*, 118: 565.
- CALDWELL G. et FORRESTER L. (1992). Estimates of mechanical work and energy transfers : demonstration of a rigid body power model of the recovery leg in gait. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(12): 1396.
- CAPPOZZO A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science*, 3(1-2): 27–50.
- CAVAGNA G. et KANEKO M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 268(2): 467.
- CAVAGNA G. et MARGARIA R. (1966). Mechanics of walking. *Journal of Applied Physiology*, 21(1): 271.
- CAVAGNA G., THYS H. et ZAMBONI A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 262(3): 639.

- CAVAGNA G., WILLEMS P. et HEGLUND N. (2000). The role of gravity in human walking : pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of Physiology*, 528(3): 657.
- CHALLIS J. (1997). Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques. *Medical engineering & physics*, 19(3): 253–261.
- CHALLIS J. et KERWIN D. (1996). Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity. *Journal of sports sciences*, 14(3): 219–231.
- CHANDLER R., CLAUSER C., MCCONVILLE J., REYNOLDS H., YOUNG J. et OH. A. F. A. M. R. L. W.-P. A. (1975). *Investigation of inertial properties of the human body*. NTIS, National Technical Information Service.
- CHOLEWICKI J., MCGILL S. et NORMAN R. (1995). Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and emg assisted lumbar spine model : towards development of a hybrid approach. *Journal of biomechanics*, 28(3): 321–331.
- CHOW C. et JACOBSON D. (1971). Studies of human locomotion via optimal programming. *Mathematical Biosciences*, 10(3-4): 239–306.
- CHÈZE L., FREGLY B. et DIMNET J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, 28(7): 879–884.
- CLAUSER C., MCCONVILLE J. et YOUNG J. (1969). Weight, volume and center of mass of segments of the human body. *AMRL-TR-69*, 70: 59–60.
- COLLINS S. et RUINA A. (2006). A bipedal walking robot with efficient and human-like gait. In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pages 1983–1988. IEEE.

- COOK T., FARRELL K., CAREY I., GIBBS J. et WIGER G. (1997). Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 25(4): 236.
- CROWNINSHIELD R. et BRAND R. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14(11): 793–801.
- DELLA CROCE U., RILEY P., LELAS J. et KERRIGAN D. (2001). A refined view of the determinants of gait. *Gait & posture*, 14(2): 79.
- DEMPSTER W. (1955). Space requirements of the seated operator : geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs.
- DESAILLY E., DANIEL Y., SARDAIN P. et LACOUTURE P. (2009). Foot contact event detection using kinematic data in cerebral palsy children and normal adults gait. *Gait & Posture*, 29(1): 76–80.
- DETREMBLEUR C., DIERICK F., STOQUART G., CHANTRAINE F. et LEJEUNE T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait & posture*, 18(2): 47–55.
- DETREMBLEUR C., Van den HECKE A. et DIERICK F. (2000). Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait & Posture*, 12(3): 243–250.
- DEVITA P. (1994). The selection of a standard convention for analyzing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. *Journal of biomechanics*, 27(4): 501–508.
- DONELAN J., KRAM R. et KUO A. *Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking.*, volume 268, page 1985. 2001.
- DONELAN J., KRAM R. et KUO A. (2002a). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology*, 205(23): 3717.

- DONELAN J., KRAM R. et KUO A. (2002b). Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics*, 35(1): 117–124.
- DOORENBOSCH C. et HARLAAR J. (2003). A clinically applicable emg-force model to quantify active stabilization of the knee after a lesion of the anterior cruciate ligament. *Clinical Biomechanics*, 18(2): 142–149.
- DOORENBOSCH C. et HARLAAR J. (2004). Accuracy of a practicable emg to force model for knee muscles. *Neuroscience letters*, 368(1): 78–81.
- DUBOY J., JUNQUA A., LACOUTURE P. et MOREAU R. (1994). *Mécanique humaine : éléments d'une analyse des gestes sportifs en deux dimensions*. Ed." Revue EPS".
- DURKIN J. et DOWLING J. (2003). Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models. *Journal of biomechanical engineering*, 125: 515.
- EHRIG R., TAYLOR W., DUDA G. et HELLER M. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics*, 39(15): 2798–2809.
- ESQUENAZI A. et TALATY M. (2000). *Normal and pathological gait analysis*.
- FARLEY C. et FERRIS D. (1998). Biomechanics of walking and running : center of mass movements to muscle action. *Exercise and sport sciences reviews*, 26: 253.
- FENN W. (1930). Work against gravity and work due to velocity changes in running : Movements of the center of gravity within the body and foot pressure on the ground. *American Journal of Physiology*, 93(2): 433.
- FUKUNAGA T., KUBO K., KAWAKAMI Y., FUKASHIRO S., KANEHISA H. et MAGANARIS C. (2001). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B : Biological Sciences*, 268(1464): 229.

- GAGNON D., LARIVIÈRE C. et LOISEL P. (2001). Comparative ability of emg, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical Biomechanics*, 16(5): 359–372.
- GARCIA M., CHATTERJEE A., RUINA A. et COLEMAN M. (1998). The simplest walking model : Stability, complexity, and scaling. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*.
- GARD S. et CHILDRESS D. (1997). The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait & Posture*, 5(3): 233–238.
- GARD S. et CHILDRESS D. (1999). The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(1): 26–32.
- GARD S. et CHILDRESS D. (2001). What determines the vertical displacement of the body during normal walking? *JPO : Journal of Prosthetics and Orthotics*, 13(3): 64.
- GOLDBERG S., ANDERSON F., PANDY M. et DELP S. (2004). Muscles that influence knee flexion velocity in double support : implications for stiff-knee gait. *Journal of biomechanics*, 37(8): 1189–1196.
- GOSWAMI A., ESPIAU B. et KERAMANE A. (1997). Limit cycles in a passive compass gait biped and passivity-mimicking control laws. *Autonomous Robots*, 4(3): 273–286.
- GRIEVE D. et GEAR R. (1966). The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. *Ergonomics*, 9(5): 379–399.
- GROOD E. et SUNTAY W. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105: 136.
- HANAVAN J. A mathematical model of the human body, 1964.
- HATZE H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13(10): 833–843.

- HAYOT C., SAKKA S. et LACOUTURE P. (2011). Respective contribution of the gait determinants on vertical center of mass trajectory and vertical ground reaction force. *Gait & Posture*, in press.
- HILL A. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 126(843): 136–195.
- HOF A. (1998). In vivo measurement of the series elasticity release curve of human triceps surae muscle. *Journal of Biomechanics*, 31(9): 793–800.
- HOF A., GEELLEN B. et Van den BERG J. (1983). Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *Journal of Biomechanics*, 16(7): 523–537.
- HOF A., VAN ZANDWIJK J. et BOBBERT M. (2002). Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiologica Scandinavica*, 174(1): 17–30.
- HOLDEN J. et STANHOPE S. (1998). The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments. *Gait & Posture*, 7(1): 1–6.
- HOLT K., FONSECA S. et LAFIANDRA M. (2000). The dynamics of gait in children with spastic hemiplegic cerebral palsy : theoretical and clinical implications. *Human Movement Science*, 19(3): 375–405.
- HOLT K., HAMILL J. et ANDRES R. (1990). The force-driven harmonic oscillator as a model for human locomotion. *Human Movement Science*, 9(1): 55–68.
- INMAN V., RALSTON H., TODD F. et LIEBERMAN J. (1981). *Human walking*. Williams & Wilkins Baltimore.
- JENSEN R. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*, 11(8-9): 349–358.
- JINHA A., AIT-HADDOU R. et HERZOG W. (2006). Predictions of co-contraction depend critically on degrees-of-freedom in the musculoskeletal model. *Journal of biomechanics*, 39(6): 1145–1152.

- KAPLAN M. *et al.* (2001). Predictive algorithms for neuromuscular control of human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 34(8): 1077–1083.
- KARLSSON D. et LUNDBERG A. (1994). Accuracy estimation of kinematic data derived from bone anchored external markers. *In Proceedings of the 3rd International Symposium on 3-D Analysis of Human Motion*, pages 27–30.
- KAUTZ S., HULL M. et NEPTUNE R. (1994). A comparison of muscular mechanical energy expenditure and internal work in cycling. *Journal of biomechanics*, 27(12): 1459–1467.
- KEPPLE T., SIEGEL K. et STANHOPE S. (1997). Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait & Posture*, 6(1): 1–8.
- KERRIGAN D., CROCE U., MARCIELLO M. et RILEY P. (2000). A refined view of the determinants of gait : significance of heel rise. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(8): 1077–1080.
- KERRIGAN D., RILEY P., LELAS J. et CROCE U. (2001). Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(2): 217–220.
- KINGMA I., TOUSSAINT H., DE LOOZE M. et VAN DIEEN J. (1996). Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of biomechanics*, 29(5): 693–704.
- KOERHUIS C., VAN DER HEIDE F. et HOF A. (2003). Energy consumption in static muscle contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 88(6): 588–592.
- KOMISTEK R., DENNIS D., MABE J. et ANDERSON D. (1998). In vivo kinematics and kinetics of the normal and implanted tmj. *Journal of Biomechanics*, 31(1001): 13–13.
- KOMISTEK R., KANE T., MAHFOUZ M., OCHOA J. et DENNIS D. (2005). Knee mechanics : a review of past and present techniques to determine in vivo loads. *Journal of biomechanics*, 38(2): 215–228.

- KRAM R., DOMINGO A. et FERRIS D. (1997). Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 200(4): 821.
- KUO A. (1999). Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *The International Journal of Robotics Research*, 18(9): 917.
- KUO A. (2001). A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed–step length relationship. *Journal of biomechanical engineering*, 123: 264.
- KUO A. (2002). Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124: 113.
- KUO A. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy : a dynamic walking perspective. *Human Movement Science*, 26(4): 617–656.
- LEBOEUF F. (2004). *Contribution à l'analyse dynamique et à la synthèse dynamique du mouvement humain*. Thèse de doctorat.
- LEBOEUF F. et LACOUTURE P. (2008). Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif. *Science et motricité*, (1): 37–52.
- LEE C. et FARLEY C. (1998). Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 201(21): 2935.
- LEGNANI G., CASOLO F., RIGHETTINI P. et ZAPPA B. (1996). A homogeneous matrix approach to 3 d kinematics and dynamics : I. theory. *Mechanism and machine theory*, 31(5): 573–587.
- LU T. et O'CONNOR J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2): 129–134.
- LYON I. et DAY B. (1997). Control of frontal plane body motion in human stepping. *Experimental Brain Research*, 115(2): 345–356.

- MACKINNON C. et WINTER D. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26(6): 633.
- MALATESTA D. *et al.* (2004). Lettre à l'éditeur. *Science et motricité*, (1): 103–106.
- MANAL K., GONZALEZ R., LLOYD D. et BUCHANAN T. (2002). A real-time emg-driven virtual arm. *Computers in biology and medicine*, 32(1): 25–36.
- MANSOUR J., LESH M., NOWAK M. et SIMON S. (1982). A three dimensional multi-segmental analysis of the energetics of normal and pathological human gait. *Journal of Biomechanics*, 15(1): 51–59.
- MANSOUR K. (2009). *Contribution à la caractérisation mécanique des critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- MAREY E. (1884). Analyse cinématique de la marche [chronophotograph]. *CR Séances Acad. Sci*, page 2.
- MCCONVILLE J., CLAUSER C., CHURCHILL T., CUZZI J., KALEPS I. et OH A. R. P. I. Y. S. (1980). Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia.
- MCGEER T. (1990a). Passive dynamic walking. *The International Journal of Robotics Research*, 9(2): 62.
- MCGEER T. (1990b). Passive walking with knees. pages 1640–1645.
- MCGEER T. (1992). Principles of walking and running. *Advances in comparative and environmental physiology*, 11: 114–140.
- MENA D., MANSOUR J. et SIMON S. (1981). Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications. *Journal of Biomechanics*, 14(12): 823–832.

- MINETTI A. et ALEXANDER R. (1997). A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of theoretical biology*, 186(4): 467–476.
- MINETTI A., ARDIGO L. et SAIBENE F. (1993). Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *The Journal of Physiology*, 472(1): 725.
- MINETTI A., CAPELLI C., ZAMPARO P., DI PRAMPERO P. et SAIBENE F. (1995). Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(8): 1194.
- MINETTI A. et SAIBENE F. (1992). Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking : a mathematical model. *Journal of Experimental Biology*, 170(1): 19.
- MOCHON S. et MCMAHON T. (1980). Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*, 13(1): 49–57.
- MONNET T., DESAILLY E., BEGON M., VALLÉE C. et LACOUTURE P. (2007). Comparison of the score and ha methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of biomechanics*, 40(15): 3487.
- MUYBRIDGE E. (1883). The attitudes of animals in motion. *Journal of the Franklin Institute*, 115(4): 260–274.
- NEPTUNE R., KAUTZ S. et ZAJAC F. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11): 1387–1398.
- NEPTUNE R. et Van den BOGERT A. (1998). Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *Journal of biomechanics*, 31(3): 239–246.
- NEPTUNE R., ZAJAC F. et KAUTZ S. (2004a). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & posture*, 19(2): 194–205.

- NEPTUNE R., ZAJAC F. et KAUTZ S. (2004b). Muscle mechanical work requirements during normal walking : the energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant. *Journal of biomechanics*, 37(6): 817–825.
- NORMAN R., SHARRATT M., PEZZACK J. et NOBLE E. (1976). Reexamination of the mechanical efficiency of horizontal treadmill running. *Biomechanics VB*, pages 87–93.
- OLNEY S. et RICHARDS C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. part i : Characteristics. *Gait & Posture*, 4(2): 136–148.
- PANDY M. (2003). Simple and complex models for studying muscle function in walking. *Philosophical Transactions B*, 358(1437): 1501.
- PANDY M. et BERME N. (1988). A numerical method for simulating the dynamics of human walking. *Journal of biomechanics*, 21(12): 1043–1051.
- PANDY M. et BERME N. (1989). Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model—part 1. normal gait. *Journal of biomechanics*, 22(6-7): 717–724.
- PERRY J. (1992). *Gait analysis : normal and pathological function*. SLACK incorporated.
- PIAZZA S. et DELP S. (1996). The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 29(6): 723–733.
- PIAZZA S., ERDEMIR A., OKITA N. et CAVANAGH P. (2004). Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *Journal of biomechanics*, 37(3): 349–356.
- PIERRYNOWSKI M., WINTER D. et NORMAN R. (1980). Transfers of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking. *Ergonomics*, 23(2): 147–156.
- PLAGENHOEF S. (1983). Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly for Exercise and sport*, 54(2): 169–78.

- PURKISS S. et ROBERTSON D. (2003). Methods for calculating internal mechanical work : comparison using elite runners. *Gait & posture*, 18(3): 143–149.
- RAB G. (1994). Application of three-dimensional gait data to skeletal modeling. *Gait & Posture*, 2(1): 55.
- RAINOLDI A., NAZZARO M., MERLETTI R., FARINA D., CARUSO I. et GAUDENTI S. (2000). Geometrical factors in surface emg of the vastus medialis and lateralis muscles. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5): 327.
- ROSE J., GAMBLE J. et OVID TECHNOLOGIES I. (1994). *Human walking*. Williams & Wilkins.
- RUSS D., ELLIOTT M., VANDENBORNE K., WALTER G. et BINDER-MACLEOD S. (2002). Metabolic costs of isometric force generation and maintenance of human skeletal muscle. *American Journal of Physiology- Endocrinology And Metabolism*, 282(2): E448.
- SANCHO-BRU J., PEREZ-GONZALEZ A., VERGARA-MONEDERO M. et GIURINTANO D. (2001). A 3-d dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics*, 34(11): 1491–1500.
- SAUNDERS J. *et al.* (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 35(3): 543.
- SEIREG A. et ARVIKAR R. (1973). A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *Journal of biomechanics*, 6(3): 313–322.
- SHELBURNE K. et PANDY M. (1997). A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. *Journal of Biomechanics*, 30(2): 163–176.
- SIEGLER S., SELIKTAR R. et HYMAN W. (1982). Simulation of human gait with the aid of a simple mechanical model. *Journal of Biomechanics*, 15(6): 415–425.

- SILVA M. et AMBROSIO J. (2004). Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait & posture*, 19(1): 35–49.
- SODERKVIST I. et WEDIN P. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12): 1473–1477.
- STAGNI R., LEARDINI A., CAPPOZZO A., GRAZIA BENEDETTI M. et CAPPELLO A. (2000). Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of Biomechanics*, 33(11): 1479–1487.
- STOKES I. et GARDNER-MORSE M. (1999). Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *Journal of biomechanics*, 32(3): 311–316.
- STOKES I. et GARDNER-MORSE M. (2001). Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *Journal of Biomechanics*, 34(6): 733–740.
- SUTHERLAND D., OLSHEN R., COOPER L. et WOO S. (1980). The development of mature gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62(3): 336.
- THELEN D., ANDERSON F. et DELP S. (2003). Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics*, 36(3): 321–328.
- THELEN D., CHUMANOV E., BEST T., SWANSON S. et HEIDERSCHEIT B. (2005). Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11): 1931.
- TOWNSEND M. (1985). Biped gait stabilization via foot placement. *Journal of biomechanics*, 18(1): 21–38.
- VALERO-CUEVAS F., ZAJAC F. et BURGAR C. (1998). Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics*, 31(8): 693–704.
- van der LINDE R. (1999). Passive bipedal walking with phasic muscle contraction. *Biological cybernetics*, 81(3): 227–237.

- van INGEN SCHENAU G., van WOENSEL W., BOOTS P., SNACKERS R. et DE GROOT G. (1990). Determination and interpretation of mechanical power in human movement : application to ergometer cycling. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 61(1): 11–19.
- VELDPAUS F., WOLTRING H. et DORTMANS L. (1988). A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates. *Journal of Biomechanics*, 21(1): 45–54.
- VIEL É. (2000). *La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Elsevier Masson.
- VIGOUROUX L. (2005). *Modélisation biomécanique des système musculo-squelettique sous déterminés. Analyse statique des tensions des tendons mobilisant le doigt*. Thèse de doctorat.
- WHITTLE M. (2002). *Gait analysis : an introduction*. Butterworth-Heinemann Medical.
- WHITTLE M. (1997). Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human Movement Science*, 16(2-3): 347–355.
- WILLEMS P., CAVAGNA G. et HEGLUND N. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198(2): 379.
- WINTER D. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, 46(1): 79.
- WINTER D. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior*.
- WINTER D., MACKINNON C., RUDER G. et WIEMAN C. (1993). An integrated emg/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Progress in brain research*, 97: 359.

- WINTER D., PATLA A., FRANK J. et WALT S. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70(6): 340.
- WINTER D., QUANBURY A. et REIMER G. (1976). Analysis of instantaneous energy of normal gait. *Journal of Biomechanics*, 9(4): 253–257.
- WU G. et CAVANAGH P. (1995). Isb recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28(10): 1257–1261.
- WU G., van der HELM F., VEEGER H., MAKHSOUS M., VAN ROY P., ANGLIN C., NAGELS J., KARDUNA A., MCQUADE K., WANG X. *et al.* (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5): 981–992.
- YAMAGUCHI G., MORAN D. et SI J. (1995). A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 28(8): 999–1005.
- YEADON M. (1990). The simulation of aerial movement—ii. a mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1): 67–74.
- ZAJAC F. (2002). Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of biomechanics*, 35(8): 1011–1018.
- ZAJAC F., NEPTUNE R. et KAUTZ S. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking—part i : Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, 16(3): 215–232.
- ZAJAC F., NEPTUNE R. et KAUTZ S. (2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking : : Part ii : Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait & posture*, 17(1): 1–17.
- ZATSIORSKY V. et SELUYANOV V. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics VIII-B*, pages 1152–1159.

-
- ZATSIORSKY V. (2001). Mechanical work in human movement : Comments on papers by fenn and elftman. *Classics in Movement Science*, page 123.
- ZATSIORSKY V. (2002). *Kinetics of human motion*. Human Kinetics Publishers.
- ZIJLSTRA W. et HOF A. (1997). Displacement of the pelvis during human walking : experimental data and model predictions. *Gait & Posture*, 6(3): 249–262.

Annexes

Annexe A	Formulaire de consentement	204
Annexe B	Liste des publications de l'auteur	213

ANNEXE A : Formulaire de consentement

**FORMULAIRE DE CONSENTEMENT A PARTICIPER A DES EXPERIMENTATIONS
AU SEIN DE L'INSTITUT PPRIME**

TITRE DU PROJET : MODELISATIONS ENERGETIQUES SIMPLE ET COMPLEXE DE LA MARCHÉ HUMAINE NORMALE

DIRECTEUR DU PROJET : Chris Hayot, Doctorant, Biomécanique
Institut Pprime, UPR 3346
CNRS - Université de Poitiers - ENSMA
Département génie mécanique et systèmes complexes
Axe RoBioSS
Bvd Marie & Pierre Curie, BP 30179, 86962 Futuroscope
Tél: +33.(0)549.496.697.; FAX: +33.(0)549.496.504.;
Courriel: chris.hayot@etu.univ-poitiers.fr

FINANCEMENT: Région Martinique, Région Poitou-Charentes

OBJECTIF DE L'ETUDE:

L'objectif de cette étude est de développer des modèles simple et complexe de la marche humaine normale afin d'en étudier les caractéristiques énergétiques. La participation à ce projet inclut un séjour au Département Génie Mécanique et Systèmes Complexes de l'Institut Pprime. La durée du séjour sera d'environ deux heures.

DEROULEMENT DE L'ETUDE:

L'étude consistera en une session d'expérimentations impliquant une analyse d'activation musculaire et une analyse tridimensionnelle complète de la marche. Après avoir lu et signé le formulaire de consentement, il vous sera demandé de vous changer en tenue vestimentaire légère, boxer-brassière (femme) et slip/caleçon (homme). Vos poids et taille corporels ainsi que des mesures anthropométriques seront ensuite déterminés à l'aide d'instruments de mesure spécifiques.

Mesures Electromyographiques (EMG):

L'activation musculaire sera enregistrée lors de l'analyse de la marche. Les signaux EMG seront collectés en utilisant des électrodes de surface passives. Les électrodes seront placées sur quatorze muscles (voir Figure 1) pour détecter les signaux électriques d'activation musculaire. Les quatorze muscles sont situés sur les fessiers, les quadriceps, les ischio-jambiers, le triceps sural et les jambiers. Le placement des électrodes est réalisé par le Directeur du Projet. Les électrodes EMG seront placées sur :

- le quadriceps

Sur les segments EIAS-condyle fémoral externe (TFL), EIAS -partie supérieure de la rotule (RF), EIAS-bord interne du ligament médian (VM) et EIAS-patella (VL).

- les ischio-jambiers

Au milieu des segments tubérosité ischiatique-condyle latéral du tibia (BF) et tubérosité ischiatique - condyle médial du tibia (ST).

- le triceps sural

Sur les segments tête du péroné-talon (GASL) et condyle interne fémoral-malléole interne (SOL) et la bosse la plus proéminente du muscle (GASM).

- les jambiers

Sur les segments tête du tibia-malléole externe (PB), tête du péroné-malléole externe (PL) et tête du péroné-malléole interne (TA).

- les fessiers

Au milieu des segments 1^o sacrée-grand trochanter (GMAX) et crête iliaque-grand trochanter (GMED). Le placement de ces électrodes nécessitera l'exposition indirecte du bas des fessiers jusqu'à ce que les électrodes soient fixées avec de l'adhésif.

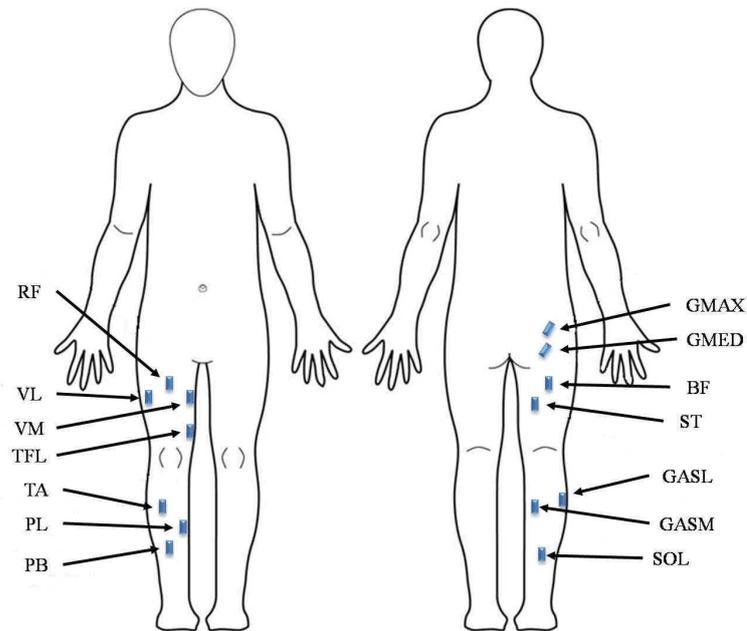


Figure 1 : Placement des électrodes de surface sur quatorze muscles de la jambe.

Mesure des forces d'appui au sol:

Les forces et moments de contact des pieds au sol ainsi que la trajectoire du centre de pression seront enregistrés à l'aide de sept plateformes de force tridimensionnelle composant un chemin de marche.

Capture tridimensionnelle du mouvement:

La cinématique articulaire sera déterminée dans des conditions de marche sur sol plat. 54 marqueurs rétro-réfléchissants seront placés sur des points anatomiques osseux de l'ensemble des segments de votre corps (voir Figure 2) pour permettre la reconstruction cinématique du mouvement permettant ensuite le calcul de la trajectoire du centre de masse et le calcul de la dynamique articulaire. Ces marqueurs seront placés en utilisant de l'adhésif à double face.

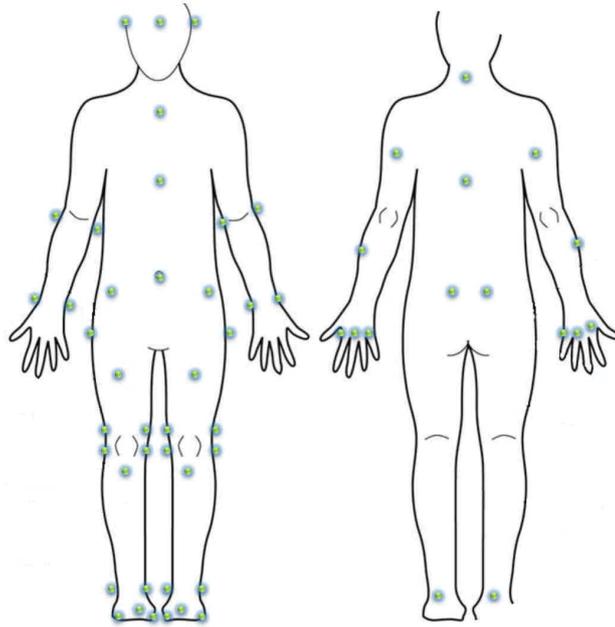


Figure 2 : Placement des 48 marqueurs sur l'ensemble des segments corporels.

RISQUES POTENTIELS:

Le décollage de l'adhésif double face pourrait entraîner une légère gêne.

BENEFICES:

En retour, le bénéfice direct est la possibilité pour vous de visualiser les résultats de l'analyse de votre marche. Ces résultats pourraient en outre mener à une meilleure compréhension des stratégies de marche. Vous aurez la possibilité de demander un résumé des résultats de l'étude en contactant le Directeur du Projet, Chris Hayot, par téléphone (+33.(0)549.496.697.) ou par courriel (chris.hayot@etu.univ-poitiers.fr).

CONFIDENTIALITE:

Les informations personnelles et toutes les données enregistrées seront considérées comme des données privilégiées et confidentielles. Toute information obtenue à la suite de cette étude où vous pourriez être identifié restera confidentielle et ne sera révélée uniquement avec votre permission. L'identité des sujets restera confidentielle en codant les données à l'aide de pseudonymes. Le code sera gardé en sécurité et à l'écart des dossiers contenant les données expérimentales.

LIBERTE DE CONSENTEMENT:

La participation à ce projet est complètement volontaire.

Vous pourrez vous désengager en écrivant, par téléphone, ou en personne sans préjudice ou perte de bénéfice (décrit en amont). Contactez le Directeur du Projet, Chris Hayot, par téléphone (+33.(0)549.496.697.) ou par courriel (chris.hayot@etu.univ-poitiers.fr) pour arrêter votre participation.

Dans le cas IMPROBABLE que votre participation au projet vous conduise à un dommage physique, le Directeur du Projet vous conseillera et vous assistera dans la réception de traitements médicaux. Aucune compensation provenant de l'Institut Pprime n'est disponible dans l'éventualité d'une blessure, d'un accident ou de frais qui pourrait résulter de votre participation à ce projet. *Des informations supplémentaires concernant un éventuel traitement médical pourrait être obtenu en contactant le Directeur du Projet, Chris Hayot, au +33.(0)549.496.697.* Vous êtes encouragés à exprimer toute question, doute ou inquiétude concernant ce projet. Le directeur du Projet essayera de répondre à toutes vos questions dans la mesure du possible avant toute expérimentation. Le Directeur du Projet a pleinement l'intention de conduire cette étude dans votre intérêt, votre sécurité et votre confort d'esprit.

TITRE DU PROJET:

**MODELISATIONS ENERGETIQUES SIMPLE ET COMPLEXE DE LA MARCHÉ
HUMAINE NORMALE**

DECLARATION D'AUTORISATION

Je, soussigné *le participant*, avoir lu le formulaire de consentement et compris les éventuels gênes, désagréments, risques, et bénéfices de ce projet. Je, soussigné _____ (*écrivez votre nom*), suis d'accord pour participer au projet décrit dans les pages précédents. Je comprends que je peux refuser ultérieurement de participer, et que je peux me rétracter de l'étude à n'importe quel moment. J'ai reçu une copie de ce formulaire pour mes propres enregistrements.

Signé: _____ **Age** _____

Date _____

Signature du sujet

**FORMULAIRE D'AUTORISATION DE FILMER LES EXPERIMENTATIONS AU SEIN
DE L'INSTITUT PPRIME**

TITRE DU PROJET : MODELISATIONS ENERGETIQUES SIMPLE ET
COMPLEXE DE LA MARCHÉ HUMAINE NORMALE
DIRECTEUR DU PROJET : Chris Hayot, Doctorant, Biomécanique
Institut Pprime, UPR 3346
CNRS - Université de Poitiers - ENSMA
Département génie mécanique et systèmes complexes
Axe RoBioSS
Bvd Marie & Pierre Curie, BP 30179,86962 Futuroscope
Tél: +33.(0)549.496.686.; FAX: +33.(0)549.496.504.;
Courriel: chris.hayot@etu.univ-poitiers.fr
FINANCEMENT: Région Martinique, Région Poitou-Charentes

PERMISSION D'ENREGISTRER DES INFORMATIONS VIDEO:

Au cours des sessions expérimentales au laboratoire, des vidéos peuvent être enregistrées par plusieurs caméras. L'objectif de ces enregistrements est de fournir des informations à l'équipe de recherche pour l'amélioration du déroulement des expérimentations et l'illustration des méthodes de travail de l'équipe lors de communications écrites et orales. Les images seront considérées comme privilégiées et confidentielles, et ne seront pas utilisées au-delà du projet de recherche sans avoir obtenu votre permission écrite formelle.

DECLARATION D'AUTORISATION

Je, soussigné *le participant*, avoir lu le formulaire d'autorisation et compris les éventuels gênes, désagréments, risques, et bénéfices de ce projet. Je, soussigné _____
(*écrivez votre nom*), suis d'accord pour participer au projet décrit dans les pages précédents. Je comprends que je peux refuser ultérieurement de participer, et que je peux me rétracter de l'étude à n'importe quel moment. J'ai reçu une copie de ce formulaire dans le cadre de mes propres enregistrements.

Signé: _____ **Age** _____
Date _____

Signature du sujet

ANNEXE B : Liste des publications de l'auteur**Livre**

KRANTZ, N., HAYOT, C. ET COLL. : Se muscler à deux : méthode sans matériel, Éditions Amphora, 2007.

Revue internationale à comité de lecture

HAYOT, C., SAKKA, S., FOHANNO, V., LACOUTURE, P. : A 3D Extended Inverted Pendulum model to simulate center of mass trajectory during normal gait, Journal of Biomechanical Engineering, en révision.

HAYOT, C., SAKKA, S., LACOUTURE, P. : Respective contribution of the gait determinants on vertical center of mass trajectory and vertical ground reaction force, Journal of Biomechanics, en révision.

Congrès internationaux avec comité de sélection et avec actes

HAYOT, C., SAKKA, S., LACOUTURE, P. : Kinematic and dynamic analysis of gait determinants theory, XXXVI^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, 31 Août-2 Septembre 2011, Besançon, France. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, in press.

HAYOT, C., SAKKA, S., FOHANNO, V., LACOUTURE, P. : A 3D Extended Inverted Pendulum model to simulate center of mass trajectory during normal gait, XXXVth Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, 10-13 Août 2011, Long Beach, USA.

HAYOT, C., SAKKA, S., LACOUTURE, P. : Respective contribution of the gait determinants on vertical center of mass trajectory and vertical ground reaction force, XXIIIth Congress of the International Society of Biomechanics, 3-7 Juillet 2011, Bruxelles, Belgique.

HAYOT, C., LACOUTURE, P. : A 3D Extended Inverted Pendulum model to assess external mechanical cost of normal walking, Symposium Sport, Measure & Simulation 2011, 31 Mai & 1er Juin 2011, Poitiers, France.

SAKKA, S., HAYOT, C., LACOUTURE, P. : A generalized 3D inverted pendulum model to represent human normal walking, XXth IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, 6-8 Décembre 2010, Nashville, USA.

HAYOT, C., SAKKA, S., LACOUTURE, P. : Foot and ankle mechanisms are significant in reducing the energetic cost of normal human walking, XXXV^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, 25-27 Août 2010, Le Mans, France. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 13, 2010, p. 65-67.

Congrès nationaux avec comité de sélection et avec actes

HAYOT, C., SAKKA, S., LACOUTURE, P. : Analyses cinématique et dynamique de la théorie des déterminants de la marche, XX^{ème} Congrès Français de Mécanique, 31 Août-2 Septembre 2011, Besançon.

HAYOT, C., SAKKA, S., LACOUTURE, P. : Simulation de la trajectoire 3D du centre de masse au cours de la marche normale par modélisation de type pendule inversé, Colloque Analyse 3D du mouvement, 17-18 Juin 2010, Poitiers.

HAYOT, C., SAKKA, S., LACOUTURE, P. : Estimation de l'influence respective des déterminants de la marche sur la trajectoire verticale du centre de masse par une représentation compass gait, VIII^{ème} Journées de la Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte, 21-22 Janvier 2010, Toulouse.

HAYOT, C., SAKKA, S., LACOUTURE, P. : Reconstruction des couples articulaires humains à partir de mesures non invasives en vue de l'imitation du mouvement par un robot humanoïde, Journées Nationales de la Robotique Humanoïde, 5-6 Mai 2009, Nantes.

Analyse biomécanique 3D de la marche humaine :
Comparaison des modèles mécaniques

Les modèles mécaniques simplifiés de la marche visent à étudier le comportement du marcheur en s'appuyant sur la trajectoire de son centre de masse. L'objet de cette thèse est d'analyser la précision de ces modèles en se référant à la modélisation plurisegmentaire de l'individu, et de proposer un modèle mécanique simplifié plus réaliste de la marche dans l'espace tridimensionnel. Une étude préliminaire de la théorie des déterminants de la marche est réalisée. L'influence de ces déterminants est évaluée d'une part sur la trajectoire du centre de masse et, d'autre part, sur la force d'appui au sol. Tenant compte des résultats issus de cette étude, une méthode originale de simulation de la trajectoire 3D du centre de masse est proposée. L'analyse *énergétique-mécanique* des différents modèles mécaniques simplifiés prolonge ces travaux. Cette analyse est dans un premier temps basée sur la trajectoire du centre de masse, abordant la formulation mathématique du travail des forces externes. L'étude des forces internes appliquées au système plurisegmentaire poursuit ensuite l'analyse énergétique-mécanique de la marche. Différentes formulations du calcul du travail des forces internes, toutes basées sur le Théorème de l'Energie Cinétique, sont développées. Ce chapitre souligne l'importance de dissocier le travail mécanique moteur du travail freinateur afin d'approcher le coût *energetique-mechanique réel* de la marche.

3D biomechanical analysis of human walking :
Comparison of mechanical models

Simplified mechanical models of gait aim to analyze the walker behavior leaning upon the whole body center of mass trajectory. The purpose of this work was to (i) study the accuracy of those models in relation to the multilink modelling; and (ii) propose a more realistic simplified mechanical model of human gait. A preliminary study of the gait determinants theory was realized. The respective contribution of gait determinants was firstly evaluated on the center of mass trajectory. Secondly, we evaluated their influence on the ground reaction force. Considering the results of this study, an original simplified mechanical model was proposed to simulate the 3D center of mass trajectory : the 3D Extended Inverted Pendulum (EIP3D) model. An *energetic-mechanical* analysis of different simplified mechanical models extended this study. First, the analysis was based on the center of mass trajectory, getting onto the mathematical formulation of external mechanical energy and external work. The study of internal forces applied to the multilink system then proceeded the *energetic-mechanical* analysis of gait. From the Kinetic Energy Theorem, different formulations of the internal work calculation were presented. This chapter underlined the signficance to dissociate positive work from negative work to approach the *actual energetic-mechanical* cost of human gait.