



Des données anatomiques à la simulation de la locomotion : application à l'homme, au chimpanzé, et à Lucy (A.L. 288-1)

Guillaume Nicolas

► To cite this version:

Guillaume Nicolas. Des données anatomiques à la simulation de la locomotion : application à l'homme, au chimpanzé, et à Lucy (A.L. 288-1). domain_other. Université Rennes 2, 2007. Français. NNT : . tel-00198655

HAL Id: tel-00198655

<https://theses.hal.science/tel-00198655>

Submitted on 17 Dec 2007

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

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

UNIVERSITE DE RENNES II

U.F.R.-A.P.S.

N° attribué par la bibliothèque |_|_|_|_|_|_|_|_|_|_|

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE RENNES II

Discipline : SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET
SPORTIVES

présentée et soutenue publiquement

par

Guillaume NICOLAS

Le 8 octobre 2007

Des données anatomiques à la simulation de la locomotion bipède Application à l'Homme, au Chimpanzé et à Lucy (A.L. 288-1)

Jury :

Mr. Yves Coppens (Professeur émérite)	Collège de France,	Président
Mr. Eric Berton (PU)	Université Aix-Marseille,	Rapporteur
Mr. Philippe Gorce (PU)	Université de Toulon,	Rapporteur
Mr. Paul Delamarche (PU)	Université de Rennes II	Directeur
Mr. Franck Multon (MCU - HDR)	Université de Rennes II	Codirecteur
Mr Gilles Berillon (CR CNRS)	UPR 2147 CNRS	Codirecteur

Remerciements

Au titre de ce travail multidisciplinaire, je me dois de remercier l'ensemble des acteurs qui ont contribué d'une manière ou d'une autre à la production de ce travail.

*Tout d'abord, je tiens à remercier vivement **Monsieur le Professeur Paul Delamarche** de m'avoir accueilli au sein du laboratoire M2S et de m'avoir ainsi permis de mener à bien ce travail. Je le remercie également pour ses conseils avisés durant ces années, ainsi que pour la confiance et la compréhension dont il a su faire preuve, particulièrement ces derniers mois qui m'ont vu cumuler de manière délicate un emploi d'ingénieur expert et de doctorant au sein du même laboratoire.*

*Cette thèse n'aurait vu le jour sans la confiance, l'optimisme et la générosité de mes deux codirecteurs de recherche, **Monsieur Franck Multon**, Maître de conférence (HDR) au laboratoire M2S, et **Monsieur Gilles Berillon**, Chargé de Recherches CNRS à l'UPR2147 « Dynamique de l'Evolution Humaine : Individus, Populations, Espèces ». Je voudrais particulièrement les remercier pour leur patience et le temps qu'ils m'ont accordé tout au long de ces années. Les conseils qu'ils m'ont fournis durant la thèse et tout au long de la rédaction, ont toujours été clairs et succincts, me facilitant grandement la tâche et me permettant d'aboutir à ce manuscrit. Franck, je te dois beaucoup, et j'espère pouvoir t'apporter autant en retour dans nos collaborations futures... Gilles, j'espère que ce travail ne constitue qu'une étape à un projet à plus long terme. Tu connais mes motivations et envies pour le futur et surtout tout le plaisir que j'ai eu à travailler avec toi...*

*Je tiens également à exprimer toute ma gratitude aux membres du jury. **Monsieur le Professeur Yves Coppens**, je vous remercie d'avoir accepté de présider cette thèse. Votre intérêt immédiat pour ce travail témoigne de votre ouverture d'esprit aux nouvelles méthodes d'investigation de la locomotion bipède. Votre renommée scientifique et votre rayonnement dans le domaine paléontologique sont une preuve supplémentaire du caractère multidisciplinaire de cette thèse et des applications et ambitions données à ce travail. Mes remerciements vont également à **Messieurs les Professeurs Eric Berton et Philippe Gorce** qui ont accepté de juger ce travail et d'en être les rapporteurs. Vos remarques et conseils avisés, ainsi que vos compétences en modélisation/simulation biomécanique du mouvement ont permis d'améliorer sensiblement la clarté et la compréhension de ce manuscrit.*

*Je me dois de remercier également l'ensemble des participants au **projet ATIP CNRS Jeune Chercheur** : **Georges Dumont, Nicolas Pronost, François Marchal, Yvette Deloison, Dominique Gommery, Simone Jousse et Bruno Arnaldi**. Les nombreuses réunions de travail à Paris ou Rennes ont donné lieu à d'étranges figures de style où chacun rivalisait de métaphores, d'allégories ou d'analogies... Mais une des satisfactions qui peut émerger de ce travail est que les domaines paléontologique et biomécanique « commencent » à se comprendre réciproquement. Vos contributions à tous ont orienté ce travail et se retrouvent en bonne partie dans ce manuscrit.*

*Dans le cadre de ce projet ATIP, je voudrais adresser aussi tous mes remerciements aux personnes qui nous ont permis d'accéder au matériel ostéologique et fossile, précieux sésame pour alimenter nos modèles : **Dr. Eugenia Cunha et Paolo Gama** pour les ossements d'Homo Sapiens, provenant de la Collection Anthropologique, Museo Antropologia, Universidade de Coimbra, Portugal ; **Dr. Bruce Latimer**, pour les ossements de chimpanzé Pan troglodytes provenant de l'Hamann Todd Collection, Cleveland Museum of Natural*

*History, USA ; **M. Mamitu** pour les fossiles originaux d'*Australopithecus afarensis* (A.L. 288-1, Lucy) conservés au National Museum of Addis Abeba, Ethiopie, et pour les excellentes conditions de travail qu'elle nous a octroyées sur le site.*

*Je remercie l'ensemble des membres du laboratoire M2S. Les nombreux moments partagés me font parfois penser à une grande famille : moments de galère, joies partagées, fous rires... Je remercie en particulier l'équipe de biomécanique : **Benoît Bideau** pour son amitié sans faille et son soutien de tous les instants ; **Anthony Sorel** pour son amitié et pour avoir respecté mon besoin de temps pour me consacrer entièrement à la fin de la thèse. J'espère que nous travaillerons encore longtemps ensemble car c'est un vrai plaisir d'exercer ma fonction d'ingénieur expert à tes côtés ; **Laouen Duliscouet** pour son aide précieuse à la création des animations de mouvements de bipédies sur la base des résultats de simulation ; **Armel Cretual et Richard Kulpa** pour leurs réponses à mes questionnements de programmation ou pour leur bon sens scientifique ; de manière plus globale, un grand merci à Carole, Anne Hélène, Nicolas V. et F., Laurent, Elsa... car me supporter n'est pas forcément une tâche aisée !....*

*J'exprime également toute mon amitié à **Briac Colobert**, ancien doctorant du laboratoire, avec qui j'ai pu partager les projets les plus fous (y compris non scientifiques) et avec qui j'espère partager à l'avenir d'autres moments d'exception. Egalement, merci à **Gaël Le Guerroue** qui, de par sa contribution à la mise en place d'outils pour notre laboratoire, peut désormais être considéré comme un « membre honorifique » du laboratoire. Enfin, merci à **Nicolas Bideau** qui par son amitié et son soutien (jusqu'au bout de la nuit parfois) a contribué à l'issue favorable de ce travail... A mon tour de te soutenir pour ta soutenance proche...*

Merci aux amis qui ont relu attentivement tout ou partie de ce manuscrit. Merci du temps qu'ils ont consacré à redonner un peu de rigueur à ma plume qui a tendance quelques fois à déraper...

*Au-delà du bon déroulement strictement scientifique d'une thèse, s'ajoute la nécessité de posséder une bonne santé morale. Je me dois donc de remercier les **amis du milieu associatif sportif de Rennes** que j'ai côtoyés durant cette thèse : Cercle Paul Bert, Rennes Triathlon... vous avez rythmé le déroulement de cette thèse jusqu'à son échéance, et donc contribué à mon épanouissement extra universitaire et à mon moral ! Un grand merci également à tous les amis qui m'ont épaulé de la meilleure des manières ces derniers mois : **Pierre-Yves, Christelle et Jérôme, Sylvain D. et T.** et tous ceux que j'oublie ici...*

*Je tiens enfin à remercier mes **parents, frères et sœurs**, qui ont supporté mes états d'âme tout au long de ce travail. La lecture de ce document vous permettra sans doute de mieux saisir le sujet de mes récents tourments... Voici ici une occasion rare qui m'est donnée pour vous remercier publiquement et vous exprimer tout mon amour.*

*Un Merci très spécial à mes deux Amours **Vanessa et Elouan** pour avoir été à mes côtés ces derniers mois. Vous m'avez accompagné de manière admirable, et vos sourires permanents ont été un rayon de soleil dans certains moments de doutes. Vous m'avez permis de relativiser l'importance de certains enjeux et événements. Je vous aime très fort...*

Finalement, à tous les lecteurs de ce travail...

Sommaire

Avant-propos.....10

Chapitre 1 : Introduction.....11

Chapitre 2 : D'une structure anatomique au mouvement bipède....15

1	Introduction	16
2	Représentation du système musculo-squelettique	16
	2.1 Représentation simplifiée	16
	2.2 Représentation des transformations géométriques en biomécanique	19
3	Biomécanique de la bipédie	21
	3.1 Outils de mesure du mouvement bipède	21
	3.2 Aspects cinématiques de la locomotion bipède	22
	3.2.1 Paramètres spatio-temporels	22
	3.2.2 Paramètres segmentaires	24
	3.3 Aspects dynamiques et énergétiques de la locomotion bipède	27
	3.3.1 La force de réaction au sol	27
	3.3.2 Énergies mécaniques	28
	3.3.3 Travail des forces internes	32
	3.4 Principe de moindre secousse	34
	3.5 Bilan de l'approche biomécanique de la locomotion bipède	35
4	Approche morpho-fonctionnelle de la bipédie	36
	4.1 Une approche par anatomie comparée	36
	4.2 Caractéristiques anatomiques de la bipédie	36
	4.2.1 Spécificités anatomiques du mouvement bipède	37
	4.3 Bilan sur les relations squelette - mouvement bipède	42
5	Méthodes de simulation de mouvements de locomotion	43
	5.1 Méthodes cinématiques	43
	5.1.1 Méthode de cinématique directe	43
	5.1.2 Cinématique inverse	45
	5.1.3 Adaptation morphologique	51
	5.2 Méthodes dynamiques	53
	5.2.1 Simulation dynamique	54
	5.2.2 Modèles musculo-squelettiques	57
	5.3 Bilan des méthodes de simulation du mouvement	58
6	Synthèse et objectifs	60

Chapitre 3 : Modélisation géométrique d'un squelette.....64

1	Introduction	65
2	Description géométrique du squelette	65
2.1	Hypothèses de représentation du squelette	66
2.2	Fonction de cinématique directe du squelette	68
3	Obtention des données anatomiques sur des sujets ostéologiques	71
3.1	La numérisation des structures anatomiques indépendantes	72
3.2	La réarticulation de la chaîne ostéologique complète	73
3.2.1	Etape 1 : La reconstruction des articulations	73
3.2.2	Etape 2 : Position de description	74
3.2.3	Etape 3 : Position de référence	75
3.2.4	Obtention des butées articulaires	76
3.3	Application au squelette de Lucy	77
4	Discussion	78

Chapitre 4 : De la trajectoire des pieds au mouvement global.....80

1	Introduction	81
2	Matériels et méthodes	81
2.1.1	Organisation générale	81
2.1.2	Cinématique inverse à partir d'une poulaine à tester	82
2.1.3	Expérimentations	87
3	Résultats	93
3.1	Comparaison des poulaines simulées aux poulaines réelles	93
3.2	Evaluation des tâches secondaires	94
3.3	Forme des trajectoires angulaires générées	98
3.3.1	Convention de représentation des angles	99
3.3.2	Description des phases du cycle de marche	100
3.3.3	Comparaison aux trajectoires angulaires réelles	101
3.3.4	Visualisation du mouvement calculé	103
4	Discussion	105

Chapitre 5 : Calcul de la trajectoire des pieds et simulation de la locomotion bipède.....109

1	Introduction	110
2	Méthodes	112
2.1	Critères à optimiser	112
2.2	Modélisation de la trajectoire des chevilles	114
2.3	Méthode de déformation de la trajectoire	115
3	Matériels	119
4	Résultats	119
4.1	Validation de l'approche chez l'homme	120
4.1.1	Comparaison des poulaines simulées à celles mesurées chez l'homme	120
4.1.2	Application d'une même poulaine à différents squelettes humains	125
4.1.2.1	Opérateur de mise à l'échelle de la poulaine de référence	126
4.1.2.2	Application de la poulaine aux 10 squelettes numériques	127
4.1.3	Influence de la poulaine de référence	132
4.2	Applications à des squelettes ostéologiques	135
4.2.1	Application à un squelette d'Homo sapiens	136
4.2.2	Application à un squelette de chimpanzé	137
4.2.3	Application à Australopithecus afarensis (« Lucy »)	143
4.2.3.1	Influence des paramètres inertiels	144
4.2.3.2	Influence de la longueur des pas	145
4.2.3.3	Marche fléchie vs. marche érigée	150
5	Discussion	152

Chapitre 6 : Conclusion générale et perspectives.....158

Chapitre 7 : Bibliographie.....164

Publications.....186

Annexe A : Principe d'obtention des positions de description et de référence.....188

Table des illustrations

Chapitre 2 :

Figure 2.1: Exemple de liaisons mécaniques typiques: A) articulation du coude assimilé à une liaison pivot, B) articulation de la hanche assimilée à une liaison rotule.	17
Figure 2.2: Exemple de décomposition hiérarchique du squelette. La racine est ici fixée au milieu du pelvis.	18
Figure 2.3: Mise en évidence des repères locaux (R0 et R1) et globaux (Rm) et transformations associées.	18
Figure 2.4: Principaux angles lors du mouvement de marche en plan a) sagittal, b) frontal, c) transverse.	19
Figure 2.5: Illustration du système de coordonnées attaché au pelvis (XYZ), au fémur (xyz), respectant le système de coordonnées articulaires (e1, e2, e3) de l'ISB (Wu et coll., 2002). 20	
Figure 2.6: Utilisation d'un système optique lors du déplacement a) de l'homme, b) du babouin (Shapiro et coll., 2005).	22
Figure 2.7: Passage d'une forme quadrupède (A= « marche sur les phalanges » ou « Knuckle walking ») à une forme bipède (E= « hanches et genoux fléchis ») chez un chimpanzé bonobo Pan Paniscus.	22
Figure 2.8 : Description des phases du cycle de marche (Inman, 1981; adapté de Kirtley, 2006).	23
Figure 2.9: Comparaison des angles intersegmentaires au niveau des membres inférieurs, pour l'homme et le chimpanzé Bonobo en bipédie ou en quadrupédie (D'Août et coll., 2004, modifié).	25
Figure 2.10: Phases du cycle de marche humaine sur la poulaine (mesurées entre la cheville et la hanche).	25
Figure 2.11: Covariance planaire des angles à la hanche, au genou et à la cheville pour une marche humaine : 1) érigée, 2) genoux fléchis seuls, 3) genoux et hanches fléchis (Grasso et coll., 2000).	26
Figure 2.12 : Comparaison des composantes verticales de la force de réaction au sol chez l'homme et un primate non humain (Schmitt, 2003, modifié).	28
Figure 2.13 : Les différents flux énergétiques lors d'un mouvement (Winter, 1990). 29	
Figure 2.14: Modèle de pendule inversé appliqué à la locomotion (adapté de Donelan et coll., 2002).	30
Figure 2.15 : Energies potentielle et cinétique pendant la marche érigée et fléchie (Cavagna et Kaneko, 1977 ; Wang et coll., 2003, modifiés).	31
Figure 2.16: Caractéristiques humaines de la bipédie (Bramble et Liberman, 2004).	38
Figure 2.17: Anatomie du chimpanzé (Bramble et Liberman, 2004, modifié).	39
Figure 2.18: Squelette de Lucy (Taieb et coll., 1974 ; Johanson et coll., 1978).	40
Figure 2.19: Une reconstruction de Lucy ((Bramble et Liberman, 2004, modifié), Aiello et Dean (2002), Lovejoy (1988)).	41
Figure 2.20: Modèles de marche de Lucy (Crompton et coll. 1998) : a) Modèle humain. b) Modèle simien.	44
Figure 2.21: Représentation du problème de cinématique inverse pour un bras en 2 dimensions.	45
Figure 2.22 : Mise en évidence du problème de redondance sur un bras. Il existe un ensemble de solutions appartenant à un cercle.	46
Figure 2.23 : a) Priorité vs b) pondération (Kulpa, 2005).	49
Figure 2.24: Exemple d'utilisation du CCD. (a) et (b) Le dernier segment est adapté de manière à aligner R, E et Cible. (c) et (d) Le premier segment est adapté à son tour.	51
Figure 2.25 : problème d'adaptation à des morphologies différentes (Pronost, 2006) 52	

Figure 2.26: Adaptation d'un mouvement de marche à différents squelettes (Gleicher, 1998)	52
Figure 2.27: La base de données contient des individus ayant effectué des mouvements de locomotion très variables : a) érigée, b) modérément fléchie, c) fortement fléchie. (Pronost et coll., 2006).	53
Figure 2.28 : Organisation générale d'un système dynamique en boucle fermée utilisant une description mécanique du squelette et un contrôleur pour minimiser la distance entre l'état courant et l'état désiré.	54
Figure 2.29: Simulation dynamique de la course (Hodgins et coll., 1995).	55
Figure 2.30: Robot anthropomorphe BIPMAN à 8 degrés de liberté et son modèle cinématique (Gorce et Guihard, 2001).	56
Figure 2.31: Marche en plan incliné : a) Mouvement initial, sans contrainte physique; b) Prise en compte du ZMP (Shin et coll., 2003).	56
Figure 2.32: Modèles musculo-squelettiques appliqués à la locomotion a) de l'Homme moderne (Delp et coll., 1990), b) du tyrannosaure (Hutchinson et coll., 2005), c) de Lucy (Nagano et coll., 2005).	58
Figure 2.33: Mise en évidence des trois phases d'activation musculaire lors du cycle de marche bipède (Sellers et coll., 2003, 2004, 2005) : a) contact du talon au sol, b) phase de balancement de la jambe avec le genou fléchi, c) phase de balancement lorsque le genou est tendu.	58
Figure 2.34 : Synopsis de l'approche proposée.	62

Chapitre 3 :

Figure 3.1 : Description des principales étapes de la numérisation des ossements jusqu'à l'obtention du modèle géométrique direct associé au squelette étudié.	65
Figure 3.2: marqueurs externes retenus sur la chaîne pelvienne.	67
Figure 3.3: chaîne cinématique associée.	68
Figure 3.5: a) Microscribe 3DX ; b) Numérisation des ossements.	72
Figure 3.6: a) Exemple de reconstruction surfacique de l'os coxal en vue latérale (3D-Shop). b) Extraction des principaux points définissant les axes de rotation (articulation du genou).	73
Figure 3.7: Mode d'obtention du centre articulaire du genou.	74
Figure 3.8: a) Exemple de posture de description pour un homme et b) exemple de modèle filaire associé.	75
Figure 3.9: exemples de butées mesurées chez l'homme (valeurs moyennes fournies par Kapandji (2002)).	76
Figure 3.10: a) Données ostéologiques originales ; b) une hypothèse de reconstruction servant d'entrée au module de simulation de la marche ; c) Reconstruction du squelette pelvien (bassin et membre inférieur) de Lucy, en bipédie, vue de face. En vert, les parties préservées de Lucy. En bleu, le genou (fémur et tibia) issu d'un autre fossile, car celui de Lucy est conservé, mais sa partie fémorale est très endommagée. En gris, les zones extrapolées par symétrie. Photo G. Berillon, avec l'autorisation du Muséum National d'Ethiopie; b et c, réalisation G. Berillon.	78

Chapitre 4 :

Figure 4.1: Synopsis du chapitre 4.	82
Figure 4.2: fonction de coût associée à la gestion de la butée articulaire du genou.	84
Figure 4.3: placement des marqueurs sur les membres inférieurs (voir détail des abréviations à la Figure 4.4).	88
Figure 4.4: Points anatomiques retenus sur le modèle ostéologique et positionnement des marqueurs externes équivalents.	90
Figure 4.6: Comparaison des poulaines réelles et simulées pour un sujet (sujet 5).....	94
Figure 4.7: Influence du rapport r sur la trajectoire de genou en plan sagittal (sujet 5)	96
Figure 4.8: Influence du rapport r sur la trajectoire de la hanche en plan sagittal (sujet 5).	96
Figure 4.9: Influence du rapport r sur la distance entre les trajectoires de genou réelle et simulée.	97
Figure 4.10: Influence du rapport r sur la distance entre les trajectoires de hanche réelle et calculées.	97
Figure 4.11: convention de représentation des angles lors de la marche.	99
Figure 4.12: Trajectoires angulaires simulées pour un sujet humain, pour le pelvis, la hanche et le genou.	100
Figure 4.13: Comparaison des angles réels aux angles calculés.	103
Figure 4.14: Résumé des principales étapes jusqu'à l'animation sous VRML.....	104
Figure 4.15: Animation des différentes phases de la marche chez un homme moderne (VRML 2.0).....	104

Chapitre 5 :

Figure 5.1: Synopsis du chapitre 6	111
Figure 5.2: Points de contrôle initialement choisis sur une poulaine humaine.	115
Figure 5.3: Principe général de la méthode de déformation de mouvement.....	116
Figure 5.4: Extrait des étapes successives de transformation de la poulaine de référence vers la poulaine simulée finale chez le sujet 4 (en rouge, la poulaine réelle ; en bleu la poulaine simulée). La poulaine finale est celle qui minimise la fonction de coût (voir équation (6.7)).	121
Figure 5.5 : Poulaines simulées coïncidant avec les poulaines originelles. Dans ce cas, le travail des forces internes est conservé.	122
Figure 5.6 : Quatre poulaines simulées conservant une forme proche des poulaines originelles.	123
Figure 5.7 : Deux poulaines simulées présentant des formes plus éloignées des poulaines initiales.	124
Figure 5.8: Méthode de comparaison des poulaines simulées à la poulaine réelle pour différentes squelettes numériques : a) squelette numérique, b) poulaine appliquée au squelette numérique, c) comparaison de la poulaine simulée à la poulaine naturellement choisie par l'individu.	125
Figure 5.9 : Translation de la poulaine. Le but est de passer de la position de la cheville du squelette (point blanc sur la figure de droite) à la position de la cheville du sujet capturé.	127
Figure 5.10: superposition de la poulaine de référence et des poulaines simulées pour l'ensemble des sujets (représentation en plan sagittal).	128
Figure 5.11: Effet d'une poulaine de référence appliquée sur le squelette numérique d'un individu de taille $h=1.86m$ (sujet n° 7).....	129

Figure 5.12 : Effet d'une poulaine de référence appliquée sur le squelette numérique d'un individu de taille $h=1.65m$ (sujet n° 3).....	129
Figure 5.13: Comparaison des dix poulaines simulées sur un squelette numérique d'humain à la poulaine réelle associée au squelette.	133
Figure 5.14: squelette numérique d'Homo sapiens sur lequel nous appliquons 10 poulaines humaines.....	136
Figure 5.15: squelette numérique de chimpanzé Pan troglodytes sur lequel nous appliquons 10 poulaines humaines.	138
Figure 5.16: Angles pour un Bonobo, Pan paniscus d'après D'Août et coll. (2002).....	140
Figure 5.17: poulaine de Pan paniscus, d'après D'Août et coll. (2002). Comparaison à la poulaine d'un homme.	141
Figure 5.18: Comparaison des dix poulaines simulées sur un squelette numérique de Chimpanzé, Pan troglodytes, à une poulaine de Pan paniscus.	141
Figure 5.19: a) squelette de Lucy, b) Genou associé à AL129-1 et intégré au squelette de Lucy, c) posture de référence associée (squelette provenant du National Museum of Addis Abeba, Ethiopia).....	143
Figure 5.20 : Comparaison des poulaines optimisées de Lucy à la poulaine de référence, et selon différentes tables anthropométriques (homme et chimpanzé).	144
Figure 5.21: a) empreintes de Laetoli (Cliché de P. Jones & T. White, dans J.G, Fleagle, 1999) ; b) disposition des trois empreintes de pas 34, 35, 36 de la piste G1 de Laetoli (Tanzanie).....	146
Figure 5.22: Influence de la longueur des pas sur les valeurs du travail des forces internes.	147
Figure 5.23: Poulaines de Lucy pour la longueur de pas $L=0.35m$	148
Figure 5.24: Angles simulés chez Australopithecus afarensis (« Lucy ») pour une longueur de pas $L=0.35m$	148
Figure 5.25 : Animation 3D de la locomotion bipède de Lucy, obtenue pour une longueur $L=0.35m$	149
Figure 5.26 : Poulaines simulées pour Lucy : comparaison d'une démarche fléchie et érigée.	150
Figure 5.27: copies d'écran du mouvement généré après optimisation dans le plan frontal et dans le plan sagittal.	151

Chapitre 6 :

Figure 6.1 : Synopsis montrant l'interaction entre analyse et synthèse du mouvement.	159
---	-----

Annexe A :

Figure A.1: Exemple de position de description chez un homme.....	188
---	-----

Avant-propos

Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre d'une collaboration entre notre laboratoire M2S « Mouvement, Sport, Santé » et l'UPR2147 CNRS : « Dynamique de l'Évolution Humaine : Individus, Populations, Espèces ». Il a également fait l'objet d'un projet *ATIP Jeune Chercheur CNRS* intitulé « **Évaluer les aptitudes locomotrices des Hominidés fossiles. Modéliser et simuler la bipédie de Lucy, *Australopithecus afarensis*** », et piloté par Gilles Berillon.

Le système locomoteur étant très complexe, la multidisciplinarité s'est imposée, nécessitant de mettre en commun et d'adapter plusieurs compétences. Il s'agissait de faire collaborer des paléanthropologues spécialistes de l'anatomie¹ (en particulier de la fonction de la ceinture pelvienne et du membre pelvien des primates actuels et des hominidés fossiles), des biomécaniciens² et des informaticiens/automaticiens³ spécialistes de la synthèse d'image et de l'animation. L'équipe développe un modèle mathématique général de bipédie, en trois dimensions, c'est-à-dire un modèle qui permet de simuler, partant de données anatomiques, les déplacements bipèdes pratiqués par diverses espèces de primates actuels en particulier l'Homme et les Chimpanzés pour être appliqué ensuite aux fossiles.

Le matériel ostéologique étudié provient de la Collection Anthropologique, Museo Antropologia, Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal (dirigé par Paolo Gama, et sous la responsabilité de Dr. Eugenia Cunha), de l'Hamann Todd Collection, Cleveland Museum of Natural History, Cleveland, USA (dirigé par Dr. Bruce Latimer), et du National Museum of Addis Abeba, Ethiopia (dirigé par M. Mamitu). Les logiciels utilisés sont MatLab (produit de MathWorks) et 3DShop (produit de C4W).

¹ UPR 2147, CNRS, **Dynamique de l'Évolution Humaine : Individus, Populations, Espèces, Paris** - Gilles Berillon, Dominique Gommery, Simone Jousse.

UMR 6578 CNRS/Université de la Méditerranée, **Unité d'Anthropologie : Adaptabilité biologique et culturelle, Faculté de médecine**, Marseille - François Marchal.

² **Laboratoire M2S « Mouvement, Sport, Santé »**, Université de Rennes 2, Rennes - Paul Delamarche, Franck Multon, Guillaume Nicolas.

³ **Projet Synthèse d'Images, Animation, Modélisation Et Simulation**, INRIA, Rennes – Bruno Arnaldi, Georges Dumont, Nicolas Pronost.

Chapitre 1

Introduction

« Avec les mots, on marque le mouvement, avec les images, on le fixe »

- Louis Scutenaire, Mes inscriptions (1945) -

La bipédie constitue la capacité à se déplacer sur deux pieds et a été largement étudiée depuis le 19^{ème} siècle (*e.g.*, Marey, 1874). Depuis ces premiers travaux, de nombreuses disciplines scientifiques se sont intéressées à ce type de mouvement. Le problème du contrôle du mouvement, et donc la bipédie, implique effectivement des phénomènes physiologiques, biomécaniques, anatomiques, neurophysiologiques, etc. De nombreux travaux fondamentaux ont donc été menés dans ces différentes disciplines, conduisant à une base importante de connaissances sur la locomotion bipède. Ces connaissances ont généralement été obtenues en analysant le mouvement de différentes espèces bipèdes et en ayant recours à des méthodes statistiques pour lier certains paramètres entre eux.

Les différents travaux de la littérature se sont cependant focalisés sur différents aspects. Certains ont cherché à montrer une reproductibilité dans la forme des trajectoires articulaires. D'autres, ont montré que les aspects énergétiques influencent fortement sur ces formes de trajectoires. D'autres encore ont montré comment la boucle perception-décision-action intervenait lors de la locomotion. Malgré ces contributions importantes, la compréhension de la locomotion bipède reste encore partielle. Ceci pourrait s'expliquer par un cloisonnement entre les disciplines et un manque d'approche pluridisciplinaire du problème.

Cependant, depuis plusieurs dizaines d'années, en robotique et en animation par ordinateur, de nombreux scientifiques ont cherché comment utiliser ces connaissances pour simuler le mouvement de systèmes bipèdes. En animation par ordinateur, l'un des problèmes crucial est de rendre le mouvement simulé le plus naturel possible. Ceci implique que le mouvement simulé doit ressembler le plus possible à ce qu'aurait fait un être humain réel dans les mêmes conditions. Après de nombreux travaux incluant les connaissances fondamentales sur la locomotion, la plupart des recherches récentes ont porté sur la modification de mouvements acquis sur des sujets réels. Ceci reflète l'impossibilité d'obtenir un mouvement naturel dans l'état actuel des connaissances : méthodes de simulation inadaptées ou connaissances insuffisantes de la locomotion bipède.

L'objectif de cette thèse est donc de concevoir une nouvelle méthode de simulation de mouvements qui permette de tester différentes lois (ou connaissances) issues des sciences comportementales pour tester leur influence sur le mouvement résultant. Ainsi, il serait possible de disposer d'une plate-forme expérimentale de tests d'hypothèses pour faire progresser les connaissances fondamentales sur la locomotion.

Ce type de travail a des applications dans de nombreux domaines. Pour les activités physiques et sportives, cela permettrait de mieux comprendre les fondamentaux responsables de la performance motrice. Une plate-forme de tests d'hypothèses de cette nature permettrait de

tester différents critères pour voir celui qui correspond à la meilleure performance ou à ce que des athlètes de haut niveau produisent.

De manière générale, ce travail a des implications directes dans plusieurs disciplines scientifiques s'intéressant au mouvement humain. Cette thèse a d'ailleurs été initiée à l'occasion d'un échange avec des paléanthropologues de l'UPR 2147 CNRS « Dynamique de l'évolution humaine » afin de mieux comprendre le lien entre des caractères anatomiques et le mouvement correspondant. En effet, en paléontologie, le mode de locomotion des espèces fossiles étudiées est un critère essentiel à leur classification (taxonomie) qui implique aussi toute une série de raisonnements sur le mode de vie de ces espèces et leur aptitude à la survie. Compte-tenu de la nature du matériel d'étude (ossements hors de tout contexte anatomique), aborder la locomotion de ces hominidés nécessite la mise en place de protocoles d'étude fondés sur l'anatomie comparée. Il s'agit classiquement de retrouver la locomotion probable d'une espèce donnée en déterminant, à partir de primitives identifiées sur le squelette, le rôle que pouvait avoir chaque structure anatomique (articulation, ...) dans le système locomoteur auquel il appartenait. Ces approches ont porté en particulier sur le squelette quasi-complet de Lucy (A.L. 288-1), spécimen vieux de 3,2 millions d'années, découvert en Éthiopie et attribué à l'espèce *Australopithecus afarensis*. Cependant, cette relation entre l'anatomie et le mouvement étant généralement abordée en considérant isolément chaque partie du squelette, il est très difficile d'obtenir une proposition univoque quant aux interprétations locomotrices. En travaillant sur la globalité du squelette locomoteur, nous serions pourtant en mesure de mieux comprendre son fonctionnement lors d'un déplacement bipède. C'est à ce niveau que l'approche proposée dans cette thèse doit aussi contribuer.

Ainsi, la plate-forme de tests d'hypothèses évoquée précédemment pourrait s'appliquer à diverses espèces incluant des primates humains et non-humains. Il serait alors possible de vérifier l'influence sur le mouvement de caractères anatomiques et de lois générales issues des sciences expérimentales. La principale contrainte à respecter est de ne tenir compte d'aucune connaissance *a priori* sur les trajectoires articulaires. Le but de ce mémoire est de définir et valider une telle méthode. Une fois validée, cette méthode peut être employée sur des espèces fossiles pour calculer des locomotions probables au sens des hypothèses testées.

Un premier chapitre dresse tout d'abord un état de l'art pluridisciplinaire des connaissances fondamentales de la locomotion bipède et de leur utilisation en simulation. Après une définition précise du cahier des charges le document présente la méthode proposée suivant trois grandes parties : modélisation des squelettes, calcul des mouvements des membres inférieurs à partir d'une trajectoire connue des pieds et, enfin, proposition d'une trajectoire de

pieds. Après avoir validé cette approche globale chez l'homme, nous proposons une application originale à un chimpanzé et à un spécimen d'*Australopithecus afarensis* (« Lucy », A.L. 288-1). Cette application paléontologique vise à tester l'influence de la longueur de pas et de diverses reconstructions de squelettes sur les mouvements simulés. Enfin, nous terminons par une discussion et les perspectives qu'ouvre ce travail.

Chapitre 2

D'une structure anatomique au mouvement bipède

*« La tendance la plus profonde de toute activité humaine est la marche vers
l'équilibre »*

Jean Piaget, extrait de *Six études de psychologie* (1987)

1 Introduction

La première étape dans l'analyse et la synthèse du mouvement d'un individu consiste à modéliser le corps. Cette modélisation offre une vision simplifiée du système musculo-squelettique, dont nous présentons les principales étapes en section 2. Une fois le choix de la représentation établi, il est alors possible d'analyser le mouvement. La section 3 décrit les connaissances expérimentales pertinentes pour simuler un mouvement de locomotion bipède. Nous portons une attention plus particulière aux principales caractéristiques biomécaniques en rapport avec la posture : érigée (tronc redressé et jambes tendues en phase d'appuis) chez l'homme ou fléchie chez certains primates non humains.

L'ensemble des études expérimentales met en évidence des bipédies très différentes, de l'homme aux primates non humains, qui peuvent être mises en rapport avec certaines caractéristiques anatomiques. La section 4 décrit les principaux attributs de la bipédie, en mettant l'accent sur leur exploitation en vue de simuler la locomotion. Cette approche trouve des applications en paléontologie, permettant de proposer un mouvement possible pour certaines espèces disparues (par exemple Lucy).

Une des difficultés dans la mise en place d'un outil de simulation de la locomotion bipède consiste à faire correspondre les caractères anatomiques au mouvement généré. Dans la section 5, nous présentons les principales approches par simulation qui permettent de prendre en compte des données morphologiques. Il est ainsi possible de tester l'influence d'hypothèses locomotrices (anatomiques et/ou biomécaniques) sur le mouvement calculé. En bilan de cet état de l'art, nous montrons comment les approches anatomiques et biomécaniques peuvent cohabiter et offrir des axes de réflexion nouveaux.

2 Représentation du système musculo-squelettique

2.1 Représentation simplifiée

Le corps humain est composé d'os, de muscles, d'organes, de tissus mous et de peau ainsi que de structures décisionnelles et de transmissions des commandes (Gray, 1918 ; Rosenbaum, 1991 ; Latash, 1993 ; Berthoz, 1997). Il semble illusoire, à l'heure actuelle, de chercher à modéliser l'être humain dans toute sa complexité. Son étude est généralement

compartimentée en disciplines reflétant chacune un niveau de complexité : neurosciences, anatomie fonctionnelle, biomécanique... Pour chacune de ces disciplines, il est encore très difficile de contrôler l'ensemble des paramètres à l'origine du fonctionnement du système musculo-squelettique. A titre d'exemple, nous pouvons rappeler que le squelette comporte plus de 200 os et de 500 muscles, témoignant de la multitude de paramètres anatomiques impliqués dans la génération d'un mouvement. Aussi, une simplification du squelette est nécessaire pour rendre compte des principales fonctions étudiées. Dans les différentes disciplines, la représentation la plus répandue consiste à utiliser un ensemble limité de segments rigides articulés entre eux par des liaisons mécaniques de type pivot (un degré de liberté en rotation, noté « ddl » dans le reste du document), rotule (3 ddl en rotation), glissière (1 ddl en translation)... (cf. Figure 2.1). Ces articulations sont supposées parfaites (donc sans frottement) et d'axes inchangés.

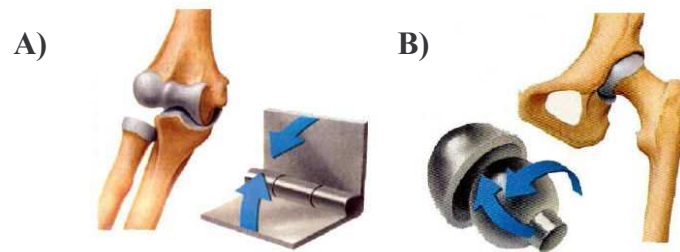


Figure 2.1: Exemple de liaisons mécaniques typiques: A) articulation du coude assimilée à une liaison pivot, B) articulation de la hanche assimilée à une liaison rotule.

Cette structure articulée est représentée mathématiquement par une *chaîne cinématique*. Cette dernière correspond à une description arborescente du squelette utilisant une racine (généralement placée en un point au milieu du pelvis), des ramifications représentant les segments proches des extrémités (tête, mains, pieds) et des nœuds correspondant aux segments intermédiaires (cf. Figure 2.2). La racine fixe le début de la décomposition hiérarchique. Elle est généralement le seul point à subir à la fois des rotations et des translations qui modélisent le déplacement global du personnage. Par cette représentation, une modification appliquée à une articulation se répercute de manière automatique sur toutes les parties “filles” qui lui sont liées. Par exemple, un mouvement de la hanche entraîne toute la jambe. Ainsi, la position de chaque sous-partie du système est calculée de proche en proche en débutant par sa racine.

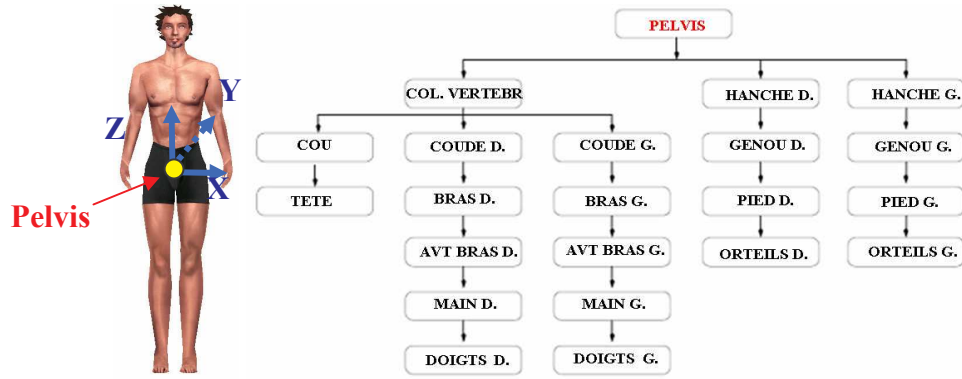


Figure 2.2: Exemple de décomposition hiérarchique du squelette. La racine est ici fixée au milieu du pelvis.

Il est ainsi possible de décrire tout mouvement d'une articulation selon des transformations géométriques. La Figure 2.3 illustre une transformation locale $T_{R_0 \rightarrow R_1}$ du repère R_0 vers R_1 , respectivement attachés à la cuisse et au tibia. Cette transformation permet d'exprimer les mouvements possibles entre ces deux segments adjacents. La transformation globale $T_{R_0 \rightarrow R_m}$ permet de mettre en correspondance le repère attaché au segment (R_0 dans notre exemple) avec le repère « monde » (R_m).

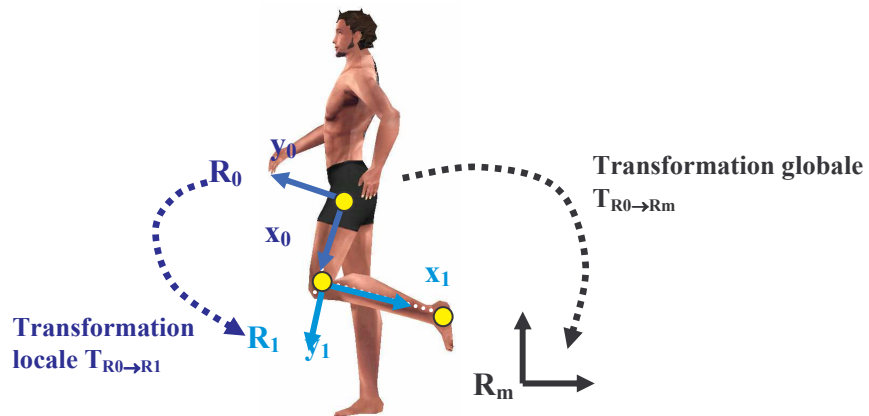


Figure 2.3: Mise en évidence des repères locaux (R_0 et R_1) et globaux (R_m) et transformations associées.

Cette représentation permet de conceptualiser le squelette par rapport à ses liaisons et non plus par rapport à la position des os. En outre, il est possible d'ajouter des informations d'ordre anatomique telles que les limites articulaires ou les axes de rotation. D'un point de vue mathématique, la chaîne cinématique est décrite par la fonction qui transforme les angles θ de chaque articulation en position cartésienne x d'un point du squelette. Cette fonction est appelée *modèle géométrique direct* du membre et peut s'écrire selon l'équation générale : $x = f(\theta)$. Cette fonction est non linéaire et sa complexité croît très rapidement avec le nombre de

degrés de liberté. Il s'agit de la résultante du cumul de toutes les transformations géométriques permettant de passer du repère local au repère global.

De façon générale, la posture du squelette est paramétrée par l'ensemble des angles de chaque articulation, généralement représentés selon des plans anatomiques (3 plans perpendiculaires les uns aux autres permettant d'étudier le mouvement) ou des angles intersegmentaires (angles mesurés à partir de la position de repos). Au niveau des membres inférieurs, la locomotion implique ainsi des mouvements de flexion et d'extension en vue sagittale, des mouvements d'abduction et adduction en vue frontale, et des mouvements de rotation interne ou externe en vue transversale (cf. Figure 2.4).

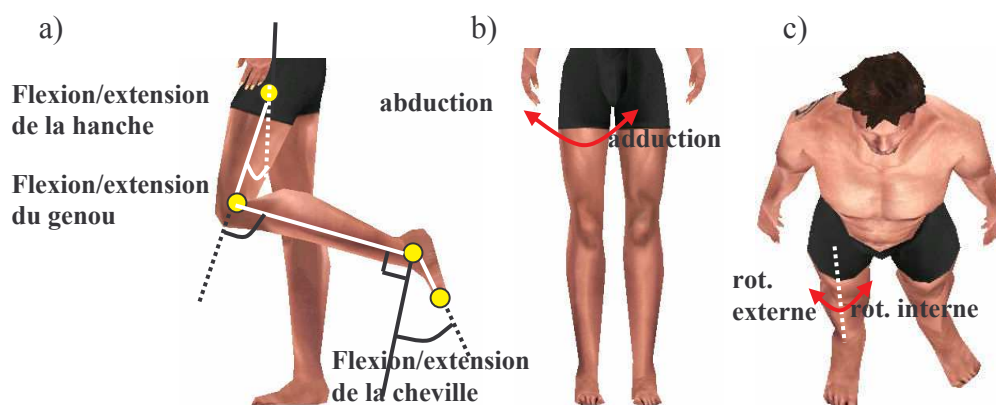


Figure 2.4: Principaux angles lors du mouvement de marche en plan a) sagittal, b) frontal, c) transverse.

2.2 Représentation des transformations géométriques en biomécanique

Pour pouvoir spécifier ces angles aux articulations, plusieurs modes de représentations sont possibles. Il s'agit de représenter les transformations géométriques en 3 dimensions liant les différentes parties du squelette. Pour y parvenir, on utilise principalement des représentations en angles d'Euler, en quaternions, ou directement par des matrices de changement de repère (se reporter à (Watt et Watt, 1992) pour une synthèse). En robotique, on utilise fréquemment le formalisme de Denavit-Hartenberg (Denavit et Hartenberg, 1955) dont la philosophie reste cependant proche des précédents formalismes. Un examen de la littérature montre que la majorité des études en biomécanique utilise les angles d'Euler. Cependant, étant donné les différentes séquences possibles pour cette représentation et la non commutativité des rotations, il est complexe de comparer les travaux proposés par la communauté scientifique

(e.g., Šenk et Cheze, 2006). C'est pourquoi l' International Society of Biomechanics (ISB) à la suite des travaux de Grood et Suntay (1983) puis Wu et Cavanagh (1995) a proposé une représentation standardisée sur les membres inférieurs (Wu et coll., 2002 ; Baker, 2003 ; Allard et coll., 2003) et supérieurs (Wu et coll., 2005). Cette nomenclature encourage (i) l'utilisation de points anatomiques spécifiques et communs aux études, (ii) une représentation des repères locaux selon une orientation généralement telle que : X représente l'axe antéro-postérieur, Y est l'axe proximo-distal (orienté vers le haut) et Z est l'axe médio-latéral orienté en sens opposé pour les deux côtés du corps (Wu et coll., 2002, 2005) (cf. Figure 2.5). Elle conseille également (iii) d'utiliser des matrices homogènes 4*4 pour spécifier la position et l'orientation des repères locaux dans le repère global :

$$M = \begin{pmatrix} R(Z, \alpha).R(X, \beta).R(Y, \gamma) & \begin{matrix} Tx \\ Ty \\ Tz \end{matrix} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

$R(Z, \alpha), R(X, \beta), R(Y, \gamma)$ représentent respectivement la rotation selon l'axe Z du repère local du segment proximal, la rotation autour de l'axe flottant X et la rotation selon l'axe Y du segment distal ; Tx, Ty, et Tz représentent les coordonnées du vecteur de translation entre deux centres articulaires.

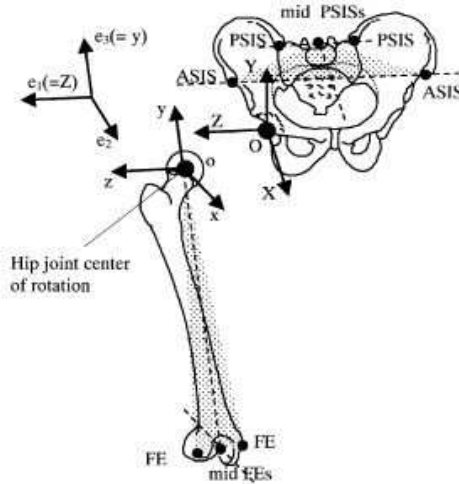


Figure 2.5: Illustration du système de coordonnées attaché au pelvis (XYZ), au fémur (xyz), respectant le système de coordonnées articulaires (e_1, e_2, e_3) de l'ISB (Wu et coll., 2002).

Dans ces représentations, le mouvement est décrit par l'évolution des degrés de liberté (notés ddl) au cours du temps, fournissant ce que l'on appelle des trajectoires articulaires. De

manière générale, si chaque articulation i se caractérise par trois rotations possibles $q_i(t)$, la posture peut se décrire par le vecteur $\theta(t) = \{P(t), \theta(t), \{q_i(t)\}_{i=1\dots n}\}$, où $P(t)$ et $\theta(t)$ sont respectivement la position et l'orientation globale du personnage, et n est le nombre d'articulations considérées. Ce mode d'analyse permet de fournir les fondements biomécaniques de la locomotion bipède que nous présentons ci-après.

3 Biomécanique de la bipédie

Les nombreuses expériences menées depuis le début du siècle ont permis d'établir un grand nombre de paramètres relatifs au déplacement bipède : cinématiques (liés à la description du mouvement) et dynamiques (s'intéressant aux causes à l'origine de ce mouvement) principalement. Dans cette section, nous mettons en regard les différentes modalités locomotrices adoptées par l'homme et les primates non humains. Nous montrons en particulier l'influence des différentes formes de bipédie sur les paramètres cinématiques et énergétiques et la façon dont ils contribuent à l'identification des fondamentaux du mouvement bipède.

3.1 Outils de mesure du mouvement bipède

L'évolution technologique depuis les travaux de Etienne Jules Marey (1830-1904) ou Eadweard Muybridge (1830-1904) conduit aujourd'hui à des systèmes d'analyse cinématique permettant de mesurer les déplacements de l'ensemble des segments du corps (se reporter à Baker (2007) pour un historique des systèmes de mesure). Plusieurs outils sont aujourd'hui disponibles (électrogoniomètre, systèmes électromagnétiques, systèmes inertiels ou ultrasons) mais les systèmes optiques restent les plus utilisés. Les systèmes optiques enregistrent automatiquement et de façon très précise la position de marqueurs passifs réfléchissant l'infrarouge et placés directement sur les segments du corps humain. Ces marqueurs sont positionnés sur des repères anatomiques limitant l'influence du glissement de la peau ou des muscles (Figure 2.6a et 2.6b). Des caméras infrarouges synchronisées permettent alors d'obtenir la position de ces marqueurs dans les trois dimensions à partir d'un algorithme de reconstruction 3D (Abdel Aziz et Karara, 1971).

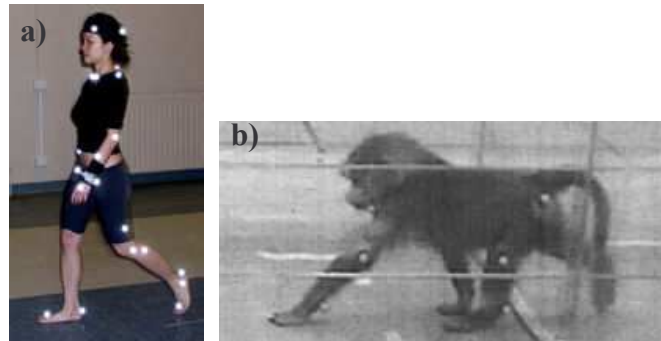


Figure 2.6: Utilisation d'un système optique lors du déplacement a) de l'homme, b) du babouin (Shapiro et coll., 2005).

Compte tenu des difficultés expérimentales rencontrées lors de la capture du mouvement de primates non humains, les méthodes vidéo classiques en deux dimensions sont parfois préférées (Shapiro et Raichlen, 2005, Hirasaki et coll., 2004 ; Raichlen, 2006). Il est possible également de placer une plate-forme de forces ou des capteurs de pressions plantaires sur le trajet locomoteur des sujets (humains et primates non humains) de façon à mesurer les forces de réaction au sol et déduire les aspects dynamiques du mouvement (Li et coll., 1996 ; Lejeune et coll., 1998 ; Alexander, 2004 ; D'Août et coll., 2001b, 2002 ; Vereecke et coll., 2004, 2005). L'ensemble de ces outils de mesure a contribué à définir certains fondamentaux de la locomotion bipède présentés dans la section suivante.

3.2 Aspects cinématiques de la locomotion bipède

3.2.1 Paramètres spatio-temporels

La littérature fournit un grand nombre de paramètres cinématiques permettant de mettre en regard la bipédie de l'homme et celle d'autres espèces primates. Pour ces dernières, le déplacement bipède constitue souvent une modalité parmi d'autres, regroupées dans ce que l'on appelle le répertoire locomoteur (cf. Figure 2.7).



Figure 2.7: Passage d'une forme quadrupède (A= « marche sur les phalanges » ou « *Knuckle walking* ») à une forme bipède (E= « hanches et genoux fléchis ») chez un chimpanzé bonobo *Pan Paniscus*.

Quelle que soit l'espèce, le cycle de marche peut être défini comme le mouvement réalisé du contact d'un pied au contact suivant du même pied (cf. figure 2.8). Il se compose d'une succession de phases d'appui et de balancement, qui peuvent être exprimées en pourcentage du temps total du cycle de la marche (Inman, 1981 ; Alexander, 2003) (cf. Figure 2.8). Chez l'homme, les phases de balancement et d'appui représentent respectivement 40% et 60% du cycle de marche. Ceci conduit donc à deux phases de double appui d'environ 10% chacune. La marche bipède humaine peut alors être caractérisée par un temps relatif d'appui (pourcentage du temps de cycle consacré à l'appui au sol) supérieur à 50%. La disparition des doubles appuis définit la transition entre la marche et la course (Vaughan, 1992).

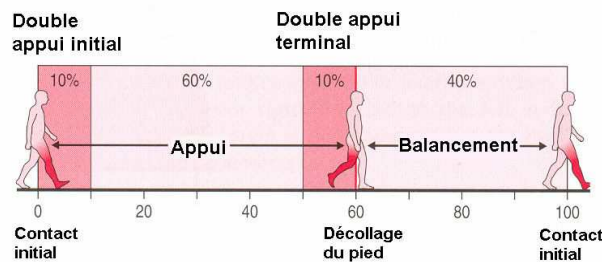


Figure 2.8 : Description des phases du cycle de marche (Inman, 1981; adapté de Kirtley, 2006).

Ces grandeurs varient avec la vitesse : lorsqu'elle augmente, la phase de balancement devient proportionnellement plus longue alors que la durée de la phase d'appui diminue (Nilsson et coll., 1985, Van Emmerik et Wagenaar, 1996). Ce résultat semble également valide pour d'autres primates non humains (D'Août et coll., 2004). Par exemple, pour l'homme et le Bonobo, les temps relatifs d'appui sont de l'ordre de 70% à très basse vitesse et de 55% en marche rapide (Aerts et coll., 2000).

Le cycle de marche est par ailleurs associé à deux facteurs prépondérants, la longueur et la fréquence de pas notées respectivement L_{pas} et F_{pas} . Le produit de ces deux variables définit la vitesse de déplacement : $V = F_{pas} \times L_{pas}$ ($m.s^{-1}$) (Inman, 1981). Pour augmenter la vitesse de marche, l'homme augmente simultanément la fréquence et la longueur de pas (Van Emmerik et Wagenaar, 1996), tout comme plusieurs autres espèces en bipédie ou en quadrupédie (Aerts et coll., 2000 ; Alexander, 2004 ; Vereecke et coll., 2006). Cependant, contrairement à l'homme, le pied ne passe que rarement derrière l'articulation de la hanche chez la plupart des primates non humains, ce qui implique une longueur de pas moindre (Jenkins, 1992 ; Crompton et coll., 2003 ; D'Août et coll., 2002). Chez ces primates, un entraînement intensif à la bipédie induit des angles intersegmentaires plus proches de ceux

observés lors de la marche humaine, ce qui leur autorise des pas plus longs et moins fréquents (Hirasaki et coll., 2004).

De manière à comparer les paramètres spatio-temporels pour des populations différentes, il est courant d'utiliser le nombre adimensionnel de Froude (Froude, 1876). Deux vertébrés sont dits *géométriquement semblables* si un des deux peut devenir identique après mise à l'échelle de toutes ses dimensions corporelles (hauteur, largeur, longueur). Par extension, deux mouvements sont *dynamiquement similaires* si un des deux est identique à l'autre après mise à l'échelle de toutes les longueurs, du temps, et des forces (Duncan, 1953 ; Alexander et Jayes, 1983). Il résulte que lorsque la gravité est importante, deux mouvements sont dynamiquement similaires si le nombre de Froude noté Fr reste constant :

$$Fr = \frac{V^2}{g.L} \quad (2.2)$$

où V est la vitesse de déplacement de l'individu (m.s^{-1}), L est une longueur caractéristique (m) souvent prise comme étant la distance des hanches au sol (Alexander, 1976) et g est l'accélération de la gravité (m.s^{-2}). Ce critère a servi à estimer la vitesse de déplacement de dinosaures (Alexander, 1976) ou de Lucy en bipédie (entre 0.64 m.s^{-1} et 0.75 m.s^{-1}) (Alexander, 1984). D'autres détails sur le nombre de Froude et ses conditions d'applications peuvent être trouvés dans (Vaughan et O'Malley, 2005 ; Donelan et Kram, 1997, 2000 ; Steudel-Numbers et Weaver, 2006 ; Kramer et Miller, 2007).

En conclusion, si les paramètres cinématiques semblent globalement évoluer dans le même sens chez l'homme et la plupart des primates non humains (D'Août et coll., 2004), les amplitudes diffèrent. Par exemple, la longueur moindre des pas suggère des différences au niveau des angles mesurés à chaque articulation. Pour simuler le mouvement bipède de multiples espèces, notre outil doit être en mesure de prendre en compte l'ensemble de ces spécificités, notamment au niveau des paramètres segmentaires que nous abordons ci-après.

3.2.2 Paramètres segmentaires

3.2.2.1 Angles intersegmentaires

Le mouvement bipède est souvent décrit grâce à l'évolution des angles à la hanche, au genou et à la cheville dans le plan sagittal (Whittle, 1991) (Figure 2.9). Par exemple, chez l'homme, l'angle du genou suit une courbe bimodale caractéristique, le premier pic correspondant à la phase d'appui au sol tandis que le second correspond à la phase de

balancement de la jambe. Chez le chimpanzé, ces angles sont plus importants essentiellement au niveau de la hanche et du genou (cf. Figure 2.9), traduisant une marche de type fléchi (Schmitt et coll., 1999 ; Larney et Larson, 2003; D'Août et coll., 2004). De plus, la comparaison des trajectoires articulaires des hommes et des chimpanzés fait apparaître des décalages temporels dans l'apparition des extrema, traduisant des durées différentes des phases de la marche.

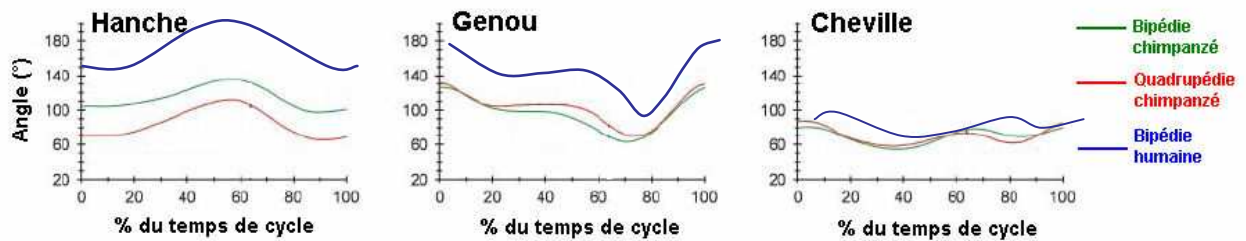
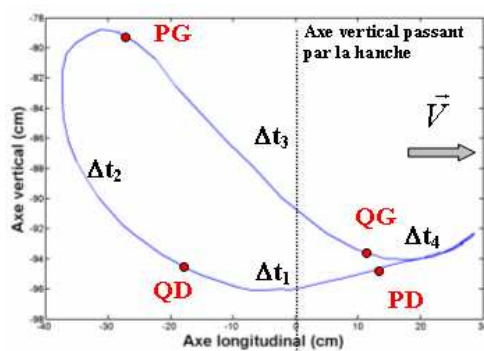


Figure 2.9: Comparaison des angles intersegmentaires au niveau des membres inférieurs, pour l'homme et le chimpanzé Bonobo en bipédie ou en quadrupédie (D'Août et coll., 2004, modifié).

Les différences au niveau de la coordination segmentaire sont le plus souvent examinées à partir des paramètres spatio-temporels ou angulaires. Toutefois, d'autres représentations multi-variables permettent une description synthétique, tout en mettant en exergue les spécificités d'une espèce ou d'un individu (Borghese et coll., 1996 ; Bianchi et coll., 1998). Nous détaillons ces modes de représentations ci-après.

3.2.2.2 La poulaine

La poulaine se définit comme le mouvement de l'extrémité du pied par rapport à la hanche et permet d'offrir une lecture globale du mouvement de locomotion (Blanchi et coll., 1982). Elle fait apparaître les phases de la marche telles que rappelées sur la Figure 2.10.



- PD : posé du pied droit
- QD : quitté du pied droit
- PG : posé du pied gauche
- QG : quitté du pied gauche
- Δt_1 : pied droit au sol
- Δt_2 : phase aérienne et montée du pied
- Δt_3 : phase d'appui du pied gauche
- Δt_4 : ramené du pied droit vers l'avant

Figure 2.10: Phases du cycle de marche humaine sur la poulaine (mesurées entre la cheville et la hanche).

Cette représentation a permis de mettre en évidence le rôle déterminant du membre oscillant dans la propulsion (Blanchi et coll., 1982), mais aussi de différencier des spécialités athlétiques ou des niveaux d'expertise (Blanchi et coll., 1982 ; Gajer, 1995 ; Decker et coll., 2006, 2007). Elle reste toutefois absente à ce jour pour l'analyse de la locomotion des primates non humains. Pourtant, elle pourrait fournir des données comparatives élémentaires et intuitives liées au mode de déplacement d'une espèce donnée.

3.2.2.3 Diagrammes angle-angle et covariance planaire

Les diagrammes « angle-angle » fournissent l'évolution de l'angle d'une articulation en fonction d'une autre au cours du cycle de marche. Cette représentation est appliquée dans le domaine médical (Milner et coll., 1973), dans la caractérisation des adaptations intervenant lors d'une marche sur plan incliné (Goswami, 1998) ou encore pour la comparaison des modalités locomotrices d'animaux (Charteris et coll., 1979 ; D'Août et coll., 2002). Pour compléter ces approches, des travaux en neurosciences ont analysé les trajectoires articulaires des membres inférieurs en constituant un repère tridimensionnel où chaque axe représente un angle d'élévation d'un segment corporel (cuisse, tibia, pied). Lors de la marche humaine, il est montré que la courbe obtenue s'inscrit presque parfaitement dans un plan (Borghese et coll., 1996 ; Bianchi et coll., 1998). L'orientation de ce plan varie avec la vitesse (Bianchi et coll., 1998) ou la posture (fléchie ou non) (Grasso et coll., 2000) (Figure 2.11), et serait choisi de façon à minimiser l'énergie mécanique (Bianchi et coll., 1998).

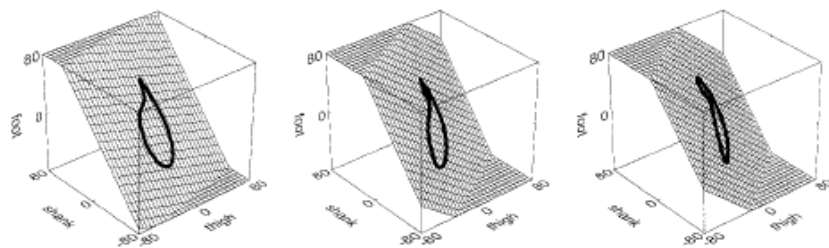


Figure 2.11: Covariance planaire des angles à la hanche, au genou et à la cheville pour une marche humaine : 1) érigée, 2) genoux fléchis seuls, 3) genoux et hanches fléchis (Grasso et coll., 2000).

La loi de covariance planaire se retrouve également dans la locomotion bipède ou quadrupède d'autres espèces animales (Lacquaniti et Maioli, 1994; Courtine et coll., 2005).

Cependant, l'ajustement de ce plan en fonction de critères énergétiques reste encore à confirmer pour ces différents modes de déplacements bipèdes.

3.3 Aspects dynamiques et énergétiques de la locomotion bipède

Lors de la locomotion, le corps subit des forces externes qui agissent sur le mouvement. Trois forces externes agissent sur le corps humain durant la locomotion :

- Les forces de frottement de l'air sur le corps, généralement négligées (Di Prampero, 1986).
- Le poids du corps, noté $P=mg$ où M est la masse totale du corps et $g = 9.81 \text{ m.s}^{-2}$ est l'accélération due à la gravité. Il s'applique au centre de masse (G) de l'individu.
- La réaction du sol $\vec{R}$ représente la force qu'exerce le sol sur le système pendant la phase d'appui du pied. Elle s'applique en un point appelé centre de pression et varie en intensité et en direction durant toute la phase de support. Cette force peut être mesurée à l'aide d'une plate-forme de forces.

D'après la seconde loi de Newton, il existe une relation de cause à effet entre les forces externes appliquées et l'accélération (notée a_G) du centre de masse de l'individu :

$$\sum F_{ext} = Ma_G = P + R \quad \Rightarrow \quad a_G = \frac{Mg + R}{M} \quad (\text{m.s}^{-2}) \quad (2.3)$$

La force de réaction du sol joue un rôle déterminant dans tout mouvement de locomotion, car elle peut être modulée (en intensité et en orientation). Nous présentons dans la section suivante la façon dont elle varie selon les individus, les espèces ou la posture.

3.3.1 La force de réaction au sol

Chez l'homme, la force de réaction du sol varie en intensité et en orientation en fonction de divers facteurs, tels que la posture (jambes fléchies par exemple) (Grasso et coll., 2000), la vitesse de marche (Andriacchi, 1977 ; Alexander et Jayes, 1983) ou de course (Roy, 1982 ; Kyröläinen et coll., 2001), la qualité du sol (Nigg, 1986 ; Lejeune et coll. 1998 ; Kerdok et coll., 2002) ou encore le type de chaussures portées (Nigg, 1986). Deux pics caractérisent la composante verticale de la force de réaction au sol lors de la marche humaine, le premier pic correspondant à la phase d'amortissement lié au contact initial du talon, et le second correspondant à la phase de propulsion (cf. Figure 2.12).

A l'inverse, la locomotion fléchie des primates non humains se distingue par la présence d'un unique pic ou d'un plateau (cf. Figure 2.12) (Kimura et coll., 1977, 1979; Kimura, 1986, 1990a; Alexander, 1991; Li et coll., 1996; Crompton et coll., 1998). La présence de ce pic/plateau unique a parfois été associée à l'absence d'attaque du talon au sol (Gebo, 1992; Vereecke, 2005), mais la majorité des études attribue son existence à la posture fléchie (Alexander, 1991; Li et coll., 1996; Crompton et coll., 2003; Ogiwara et coll., 2007). En effet, plus les genoux sont fléchis, plus le deuxième pic diminue (Yaguramaki et coll., 1995) (baisse relative du pic de 10 à 25% du poids du corps) (Schmitt et coll., 1996; Wang et coll., 2003; Schmitt, 2003). L'adoption de cette posture réduirait d'ailleurs les forces interarticulaires (Schmitt et coll., 1999; Larney et Larson, 2003).

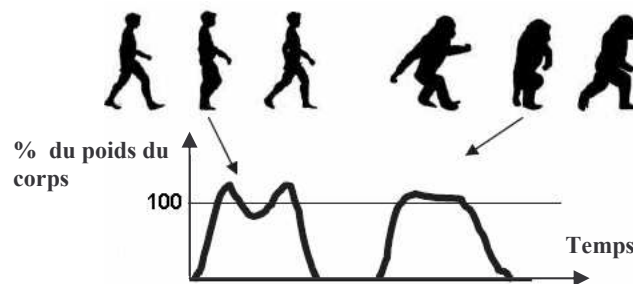


Figure 2.12 : Comparaison des composantes verticales de la force de réaction au sol chez l'homme et un primate non humain (Schmitt, 2003, modifié).

3.3.2 Énergies mécaniques

Pour se déplacer, toute créature utilise de l'énergie. La création d'un mouvement nécessite des étapes complexes de transformation de l'énergie chimique en travail mécanique au niveau des muscles. Chaque niveau de transformations induit de multiples déperditions, comme l'illustre la Figure 2.13 (Winter, 1990). Pour être disponible continuellement, l'énergie métabolique doit être renouvelée en permanence à partir de substrats (molécules d'ATP) qu'il faut acheminer sur le lieu de leur transformation : le muscle. Cette énergie métabolique, mesurée indirectement par des échanges gazeux (consommation d'oxygène), subit des pertes de plusieurs origines (maintien de l'énergie basale ou production de chaleur par contractions musculaires). Il est ensuite possible de mesurer le travail mécanique produit, représentant la faculté à mettre le corps en mouvement. Toutefois, de nombreuses déperditions au niveau mécanique peuvent également être décrites. Ces pertes peuvent, par exemple, être dues aux co-contractions, au travail isométrique (sans raccourcissement des muscles mis en jeu) contre la

gravité ou à l'absorption d'énergie par un autre muscle (Winter, 1990). Ces phénomènes influent directement sur le niveau d'énergie mécanique des segments et participent enfin à la création du travail mécanique externe.

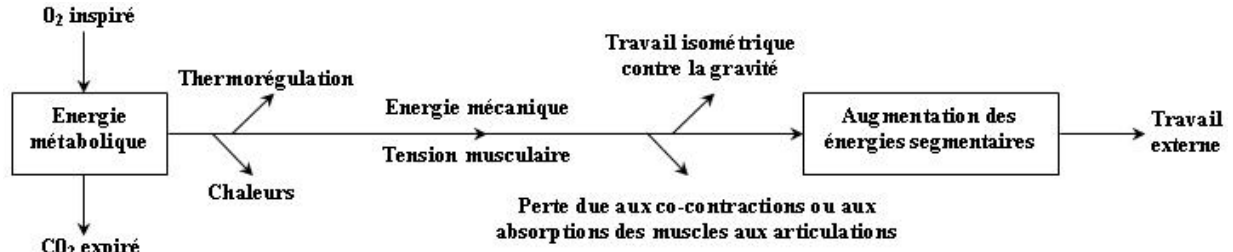
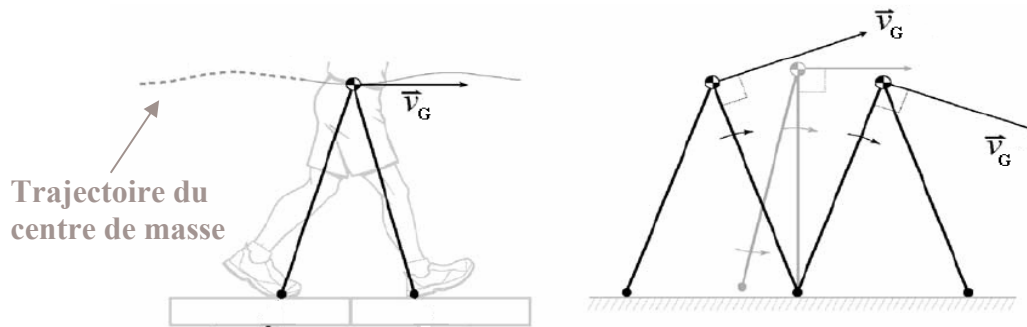


Figure 2.13 : Les différents flux énergétiques lors d'un mouvement (Winter, 1990, modifié).

Manifestement, l'estimation de l'énergie métabolique est une tâche complexe impliquant une succession de flux énergétiques. Cette conversion se fait avec un certain rendement, défini comme le rapport de l'énergie métabolique nécessaire au mouvement sur le travail mécanique fourni, et reste très difficile à évaluer (environ 25%). Ces difficultés rendent complexe la compréhension des phénomènes énergétiques impliqués dans la locomotion (Taylor et coll., 1982). Naturellement, on peut se demander si les besoins énergétiques diffèrent selon les espèces et les individus et si d'autres facteurs (anatomiques, posturaux) peuvent influencer sur cette demande. Nous voyons en particulier dans la section suivante comment il est possible d'estimer la dépense énergétique lors de la locomotion à partir de paramètres mécaniques.

3.3.2.1 Énergies potentielle et cinétique durant la locomotion bipède

Le modèle de la marche bipède humaine présente une analogie avec le modèle de pendule inversé (Cavagna et Kaneko, 1977 ; Srinivasan et Ruina, 2005) (cf. Figure 2.14). L'énergie potentielle du centre de masse notée $E_p = mgh$ (J) atteint en effet son maximum quand le centre de masse passe au-dessus du pied d'appui chez l'homme. Il semble que cette propriété soit préservée chez la plupart des primates non humains, même si ce n'est pas le cas des chimpanzés immatures (Kimura, 1991).



L'estimation de l'énergie potentielle nécessite au préalable d'identifier les centres de masse de chacun des segments (centres de masse locaux) ou de l'ensemble du corps (centre de masse global). Ceci est rendu possible en utilisant des tables anthropométriques. Le choix de telles tables est important car il influence les aspects cinétiques de la locomotion (Rao et coll., 2006). Alors que de nombreuses tables anthropométriques sont disponibles concernant l'homme (*e.g.*, Dempster, 1955 ; Zatsiorsky et coll., 1990 ; De Leva, 1996), elles demeurent plus rares (voire absentes) pour certaines espèces. De manière générale, une plus grande répartition des masses sur le haut du corps est observée chez un grand nombre de primates par rapport à l'homme (Crompton et coll., 1996 ; Isler et coll., 2006 ; Schoonaert et coll., 2007).

Pour tenir compte des déplacements en translation du centre de masse, on utilise l'énergie cinétique définie par l'expression :

$$E_c = \frac{1}{2} M V_G^2 \quad (J) \quad (2.4)$$

où M est la masse de l'individu et V_G est la vitesse linéaire du centre de masse. Lors de la marche bipède humaine, les énergies cinétique et potentielle évoluent en opposition de phase, ce qui permet des échanges afin de conserver l'énergie mécanique totale relativement constante (Figure 2.15). Ce mécanisme conduit à une consommation d'énergie métabolique moindre (Cavagna et Kaneko, 1977 ; Novacheck, 1998). Pour des locomotions en posture fléchie observées chez d'autres animaux bipèdes, ce transfert n'existe pas car les énergies potentielle et cinétique sont en phase (Heglund et coll., 1982 ; Alexander, 1995, 2003, 2004 ; Ogihara et coll., 2007). L'absence de transfert entre les deux énergies, en posture fléchie, serait partiellement compensée par l'énergie potentielle élastique contenue dans les structures musculaires intervenant entre les segments (Vaughan, 1984).

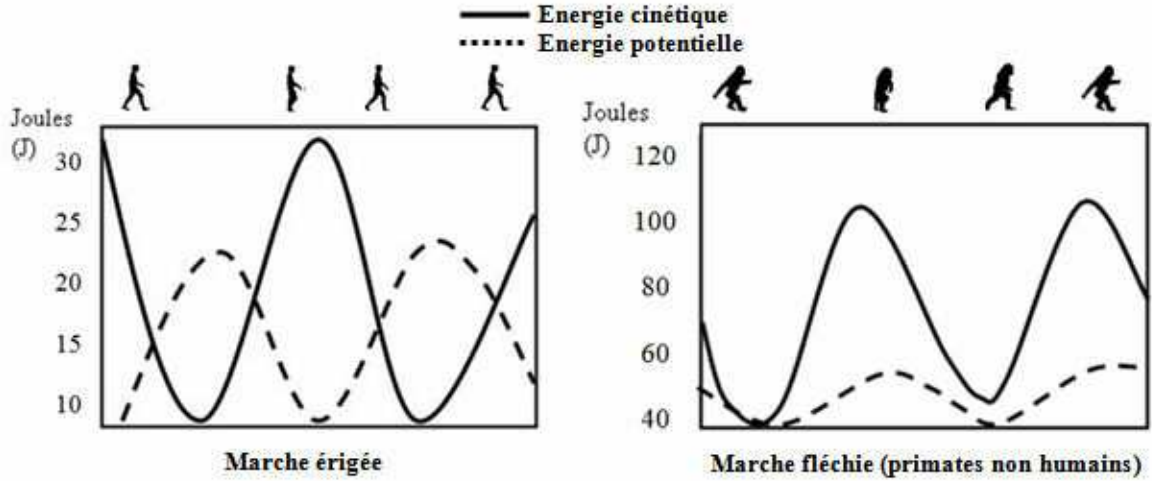


Figure 2.15 : Energies potentielle et cinétique pendant la marche érigée et fléchie (Cavagna et Kaneko, 1977 ; Wang et coll., 2003, modifiés).

Cependant, un entraînement intensif à la bipédie chez des primates non humains permet de retrouver le modèle en opposition, comme lors de la marche humaine, (Hirasaki et coll., 2004 ; Ogihara et coll., 2005, 2007 ; Alexander, 1991 ; Crompton et coll., 2003 ; Kimura, 1996 ; Nakatsukasa et coll., 2006) (Figure 2.15). Ce résultat semble valable plus particulièrement à de faibles vitesses, de l'ordre de 0.2 m.s^{-1} (Crompton et coll., 2003).

Les énergies potentielle et cinétique associées au mouvement du centre de masse ne rendent que partiellement compte des mouvements des différents segments corporels qui jouent un rôle important dans le coût énergétique de la locomotion. Les modèles segmentaires (représentant le corps comme un système poly-articulé) doivent inclure les énergies cinétiques internes qui rendent compte des mouvements de gesticulation du corps. L'énergie cinétique interne notée Ec^* se décompose en deux parties. La première est appelée « énergie cinétique de translation segmentaire » (Ec_T). Elle est associée aux mouvements de translation des différents segments corporels. La deuxième est appelée « énergie cinétique de rotation » (Ec_R). Elle est associée aux mouvements de rotation des différents segments. L'énergie cinétique interne dite « de gesticulation » s'écrit alors :

$$Ec^* = Ec_T + Ec_R = \sum_{i=1}^{i=n} \frac{1}{2} m_i V_{Gi/R^*}^2 + \sum_{i=1}^{i=n} \frac{1}{2} I_i \omega_i^2 \quad (J) \quad (2.5)$$

avec I_i le moment d'inertie du $i^{\text{ème}}$ segment (Kg.m^2), ω_i la vitesse angulaire du $i^{\text{ème}}$ segment (rad.s^{-1}), m_i la masse du $i^{\text{ème}}$ segment, V_{Gi/R^*} la vitesse linéaire (m.s^{-1}) du centre de masse G_i du $i^{\text{ème}}$ segment calculé par rapport au repère barycentrique R^* lié au centre de masse du corps.

De manière générale, l'évaluation de l'énergie cinétique interne pour différentes espèces ou postures reste, à notre connaissance, absente de la littérature, mais permettrait de rendre compte dans quelles proportions elles contribuent au mouvement. Pourtant, la « *démarche chaloupée avec de larges mouvements d'équilibristes* » de certaines espèces primates (Coppens et Picq, 2003) suggère des différences vis-à-vis de l'homme et pourrait fournir des indices nouveaux quant aux modalités locomotrices d'une espèce donnée.

3.3.3 Travail des forces internes

La littérature s'accorde à dire qu'un mode de locomotion est naturellement choisi de manière à minimiser l'énergie métabolique (Zarrugh et coll., 1974 ; Alexander, 2004 ; Nishii, 2006 ; Bejan et Marden, 2006). De nombreux exemples permettent d'étayer cette hypothèse. En effet, il est admis que la transition de la marche à la course chez l'homme se fait en partie pour des raisons énergétiques, le coût énergétique de la marche excédant celui de la course à une allure d'environ 2.1m.s^{-1} (Margaria et coll., 1963 ; Saibene et Minetti et coll., 2003 ; Minetti et coll., 1994 ; Beaupied, 2003). Dans une marche naturelle, l'homme adopte une vitesse de l'ordre de 1.4m.s^{-1} , correspondant à celle qui réduit le coût énergétique par unité de distance (Writz et Ries, 1992). En outre, pour une vitesse donnée, le choix de la longueur de pas se fait de façon à minimiser le coût métabolique (Zarrugh et coll., 1974 ; Minetti et coll., 1995). Enfin, la posture influe fortement cette notion de dépense énergétique : d'ailleurs, la posture fléchie chez l'homme augmente sensiblement la consommation d'oxygène et le coût de transport (consommation d'oxygène normalisée par la distance et la masse corporelle) (Carey et Crompton, 2005).

Ces observations témoignent bien du fait que l'énergie joue un rôle prépondérant dans l'ajustement de la locomotion. Ce principe de minimisation d'énergie est également observé chez une majorité d'animaux et fait partie d'une théorie générale à l'échelle de l'Evolution (Bejan et Marden, 2006). Plusieurs méthodes ont tenté d'approcher ce critère physiologique par des paramètres biomécaniques, même si leur lien n'est pas direct, comme le rappelle la Figure 2.13. Les premières études ont établi des équations de régression entre l'énergie mécanique totale du centre de masse et la dépense métabolique pour différentes espèces bipèdes, tenant compte de la masse et de la vitesse de déplacement (Heglund et coll., 1982 ; Taylor et coll., 1982). Ces approches furent complétées de manière à refléter l'action des muscles par un système de masses et de ressorts (Alexander, 1992). Dans cette étude, la

locomotion est supposée minimiser le travail externe positif (contribuant à l'avancement du corps) par unité de distance, mais reste une approximation de l'énergie métabolique réellement dépensée par le corps. Une autre approche consiste donc à prendre en compte l'énergie métabolique requise pour contracter les muscles (Minetti et Alexander, 1997). Elle consiste à définir expérimentalement des équations de régressions entre les forces musculaires, les angles articulaires et le coût métabolique (Ma et Zahalak, 1991) et a été appliqué pour prédire la dépense métabolique lors du mouvement d'un bras en 2D (Alexander, 1997). Cependant, cette démarche semble difficile à étendre au squelette complet en 3D.

L'approche la plus communément utilisée consiste plutôt à calculer le travail des forces mises en jeu en supposant qu'il est corrélé à l'énergie métabolique dépensée pour effectuer le mouvement (Burdett et coll., 1983 ; Willems et coll., 1995). Il est évalué de manière indirecte à partir du théorème de l'énergie cinétique :

$$\Delta E_c = W_{int} + W_{ext} \quad (J) \quad (2.6)$$

où W_{ext} est le travail des forces externes et W_{int} est le travail des forces internes que nous cherchons à évaluer. Dans le cas de la locomotion humaine, si on néglige les frottements de l'air, il reste deux forces externes : le poids et la force de réaction du sol. Le poids conduit à un travail W_p opposé à l'énergie potentielle du système ($W_p = mgh$). La réaction du sol R est principalement verticale et se déplace sur une très faible distance d (dont la direction est horizontale) ce qui conduit à un travail généralement négligé (Minetti et coll., 1994). Ces approximations permettent d'obtenir le travail des forces internes entre deux instants :

$$W_{int} = \Delta E_c - W_{ext} = \Delta E_c - mgh = \Delta \left[\sum_{i=1}^n \frac{1}{2} (m_i V_i^2 + I_i \omega_i^2) \right] - mgh \quad (J) \quad (2.7)$$

où n est le nombre de segments considérés, m_i , I_i , x_i et ω_i sont respectivement la masse, l'inertie, la position du centre de masse et l'orientation du segment i , m est la masse du sujet, g est la gravité et h est la variation d'altitude du centre de masse entre deux instants.

Cette valeur instantanée peut être soit positive (travail efficace), soit négative (travail résistif). Il est courant d'exprimer ce travail sur un cycle de locomotion, sur une seconde ou pour une distance parcourue. Pour un mouvement parfaitement cyclique, faire la somme des valeurs calculées conduit théoriquement à une valeur nulle qui indique que le travail résistif et efficace se compensent, comme c'est toujours le cas dans un système auto-entretenu (sans perte d'énergie). Certains auteurs (Pierrynowski, 1980 ; Winter, 1990) ont proposé trois méthodes différentes pour obtenir une valeur globale de travail des forces internes (ces méthodes consistent simplement à déplacer les valeurs absolues dans les équations ci-dessous) :

- sans transfert entre les différentes énergies ni entre les segments :

$$\overline{W}_{\text{int}}^1 = \sum_{k=1}^m \Delta \left[\sum_{i=1}^n \left| \frac{1}{2} (m_i V_i^2 + I_i \omega_i^2) + | - m_i g h_i | \right| \right] \quad (\text{J}) \quad (2.8)$$

- avec transfert entre les différentes énergies mais pas entre les segments :

$$\overline{W}_{\text{int}}^2 = \sum_{k=1}^m \Delta \left[\sum_{i=1}^n \left| \frac{1}{2} (m_i V_i^2 + I_i \omega_i^2) - m_i g h_i \right| \right] \quad (\text{J}) \quad (2.9)$$

- avec transfert entre les différentes énergies et entre les segments :

$$\overline{W}_{\text{int}}^3 = \sum_{k=1}^m \Delta \left[\sum_{i=1}^n \left| \frac{1}{2} (m_i V_i^2 + I_i \omega_i^2) - m_i g h_i \right| \right] \quad (\text{J}) \quad (2.10)$$

Le problème consiste à choisir le mode de calcul qui reflète au mieux le coût métabolique du sujet lors de la marche. Il semble que $\overline{W}_{\text{int}}^3$ impliquant des transferts d'énergie entre et à l'intérieur des segments soit le mieux corrélé avec le coût métabolique (Burdett et coll., 1983 ; Winter, 1990 ; Minetti et coll., 1994 ; Unnithan et coll., 1999). Cependant, avec ce mode de calcul, une personne tenant une masse à bout de bras, sans bouger, produit un travail nul alors qu'on peut mesurer un coût métabolique supérieur à celui qu'il a en position de repos. Pendant la marche, on peut donc raisonnablement penser que cette méthode apporte aussi une certaine imprécision.

$\overline{W}_{\text{int}}^3$ offre cependant l'avantage de prendre en compte les échanges d'énergie entre et à l'intérieur des segments, ce qui semble être un phénomène particulièrement important pendant la locomotion. En effet, comme vu précédemment, les énergies cinétiques et potentielles, en opposition de phase pendant la marche, favorisent un transfert entre ces deux énergies et démontrent un fonctionnement mécanique proche de celui d'un pendule inversé. Enfin, $\overline{W}_{\text{int}}^3$ a été utilisé pour l'analyse de la transition de la marche à la course (Nilsson et coll., 1985 ; Minetti et coll., 1994 ; Hreljac 1993a ; Raynor et coll., 2002 ; Beaupied, 2003) ou pour caractériser la locomotion de primates non humains (Raichlen, 2003, 2006). Il serait donc intéressant de tester un tel critère dans la simulation d'un mouvement bipède et vérifier s'il permet de générer des mouvements naturels.

3.4 Principe de moindre secousse

Nous avons pu voir qu'un mouvement naturel a tendance à minimiser la dépense énergétique associée. Cependant, si on souhaite simuler un mouvement, minimiser uniquement

l'énergie peut conduire mathématiquement à des solutions aberrantes. En effet, supposons que l'on souhaite lever le bras en une seconde tout en minimisant cette fonction de coût uniquement. Une solution acceptable du point de vue mathématique est de ne pas bouger jusqu'au dernier pas de temps puis de lever le bras dans le court instant qui suit. Le travail mécanique est nul pendant toute la phase immobile. Même si cela entraîne de fortes accélérations sur un pas de temps, la moyenne de l'énergie dépensée sur la durée du geste peut donc être très basse. Des travaux en neurosciences ont pu rapporter qu'un geste naturel cherchait (conjointement à la minimisation d'énergie) à minimiser les variations d'accélération (appelée « Jerk ») (Flash et Hogan, 1985). Ce principe dit « de moindre secousse » a pu être vérifié initialement pour le mouvement planaire de bras (Flash et Hogan, 1985). Ce même principe a été étendu à l'évaluation de la locomotion bipède (Pham et coll., 2007). D'autres travaux en biomécanique ont pu montrer que des sportifs experts ont tendance à minimiser le *Jerk* par rapport à une population moyenne. De la même manière, il a pu être démontré que le mouvement naturel de locomotion induit des « secousses » moindres en comparaison à une population présentant une blessure ou une pathologie au niveau des membres inférieurs (Hreljac et Martin, 1991, 1993 ; 1994 ; Hreljac et Marshall, 1998 ; Hreljac, 1993b). Ce principe de moindre secousse semble donc être une hypothèse générique pouvant s'inscrire dans une multitude de mouvements.

3.5 Bilan de l'approche biomécanique de la locomotion bipède

Les résultats expérimentaux permettent de formuler des lois propres à un type de déplacement. En particulier, ils contribuent à constituer une base de connaissances théoriques sur la locomotion bipède. Toutefois, la majorité de ces études expérimentales se cantonnent principalement à la quantification de paramètres associés au mouvement (paramètres biomécaniques par exemple), et les mettent plus rarement en lien avec la morphologie autorisant le mouvement. A notre connaissance, il n'existe pas d'approche générique permettant d'évaluer l'influence d'une morphologie spécifique (forme des articulations, posture globale) sur le mouvement généré (trajectoires articulaires, énergies, travail des forces internes, etc).

Afin de construire un modèle de simulation de la locomotion bipède, il est nécessaire de rappeler les principaux traits anatomiques associés à la pratique d'une bipédie permanente telle qu'observée chez l'homme. Ces attributs sont généralement définis par comparaison à

ceux de leurs homologues primates non humains ; chez ces primates non humains, certains de ces caractères peuvent être eux-mêmes corrélés à une autre spécialisation locomotrice. Certains de ces critères anatomiques peuvent parfois même cohabiter au sein d'un même squelette. A titre d'exemple, nous nous intéressons plus particulièrement au squelette de Lucy (AL-288-1, *Australopithecus afarensis*) dont l'anatomie présente une mosaïque de caractères : des caractères classiquement corrélés à la bipédie humaine (dits « humains » ou dérivés), des caractères corrélés au déplacement arboricole (dits « simiens » ou archaïques) ou bien encore des traits qui lui sont propres. De par cette structure anatomique originale, l'interprétation de son mode de déplacement bipède reste une tâche complexe à laquelle s'attache l'anatomie fonctionnelle.

4 Approche morpho-fonctionnelle de la bipédie

4.1 Une approche par anatomie comparée

De manière à inférer un mouvement à une espèce disparue, l'approche traditionnelle en paléontologie consiste à raisonner par anatomie comparée. Cette méthode s'intéresse aux relations entre la morphologie d'une structure anatomique et une fonction chez les espèces actuelles (Lauder, 1996). Elle postule généralement une signification fonctionnelle *a priori* des caractères ou d'une association de caractères et permet de se prononcer en termes de modalités locomotrices possibles pour certains hominidés fossiles.

4.2 Caractéristiques anatomiques de la bipédie

Les critères spécifiques de la bipédie sont divers. Les plus intuitifs reposent tout d'abord sur les proportions corporelles. En effet, très tôt, il a pu être observé que les dimensions anthropométriques conditionnaient la posture et le mouvement de marche (Huxley, 1863 ; Schultz, 1937). Les proportions corporelles sont parfois utilisées dans le domaine de l'anatomie comparée comme indicateurs d'adaptation locomotrice. Par exemple, la longueur du bras en pourcentage de celle de la jambe (indice intermembral) se situe entre 68 et 72% chez les bipèdes exclusifs, alors qu'il augmente à environ 135% chez les brachiateurs (se déplaçant de branche en branche à l'aide des seuls bras) (Richmond et coll., 2002). Ces

approches donnent des indications à l'échelle de grands groupes locomoteurs, mais ne permettent pas de décrire le mouvement. Décrire le mouvement nécessite un examen plus approfondi du squelette locomoteur et l'identification de caractères anatomiques locaux associés aux différentes modalités locomotrices.

4.2.1 Spécificités anatomiques du mouvement bipède

La bipédie humaine s'accompagne au niveau de l'anatomie osseuse d'un ensemble de caractères clairement distincts de ceux observés chez d'autres primates (Aiello et Dean, 1990). Nous en présentons ci-après les principaux.

4.2.1.1 Chez l'homme

La bipédie humaine exclusive met en jeu une multitude de caractéristiques anatomiques illustrées par la Figure 2.16 (Aiello et Dean, 1990). Ainsi, le trou occipital est positionné sous la boîte crânienne et orienté vers l'avant ; la tête est ainsi positionnée à la verticale du rachis. Chez les autres primates, le trou occipital est orienté vers l'arrière. L'homme possède une colonne vertébrale (rachis) à 4 courbures marquées, dont une portion lombaire concave vers l'arrière (lordose). Associés à un pelvis court et des ailes iliaques courbes, lui donnant la forme d'un bassin, ils assurent le positionnement du centre de masse à la verticale des pieds, pour un meilleur équilibre. Les orientations des articulations du fémur avec le bassin et avec la jambe assurent la posture verticale et un fonctionnement du membre pelvien (inférieur) principalement dans le plan parasagittal. Les jambes - longues - assurent un pas allongé, tandis que les bras - courts -, libérant la main de la locomotion, assurent un rôle d'équilibre. Le pied supporte tout le poids du corps, tout en permettant de stabiliser l'appui au sol grâce à l'alignement des orteils et la présence d'une voûte plantaire. Enfin, la musculature est dédiée au mouvement bipède. Par exemple, les muscles extenseurs de la cuisse sont très développés et participent activement à la progression bipède. Les petits et moyens fessiers (attachés sur les ailes iliaques) limitent quant à eux la bascule du corps durant la marche. Ces caractéristiques permettent aussi bien la station debout, que la marche et la course érigées. Ainsi décrite, l'anatomie du bipède humain n'est partagée par aucune autre espèce et indique une bipédie tout autant originale (Aiello et Dean, 1990 ; Preushoft et coll., 2004; Berillon et coll., 1999). De manière à simuler un mouvement bipède pour de multiples espèces, notre outil doit donc être en mesure de prendre en compte l'ensemble de ces traits anatomiques.

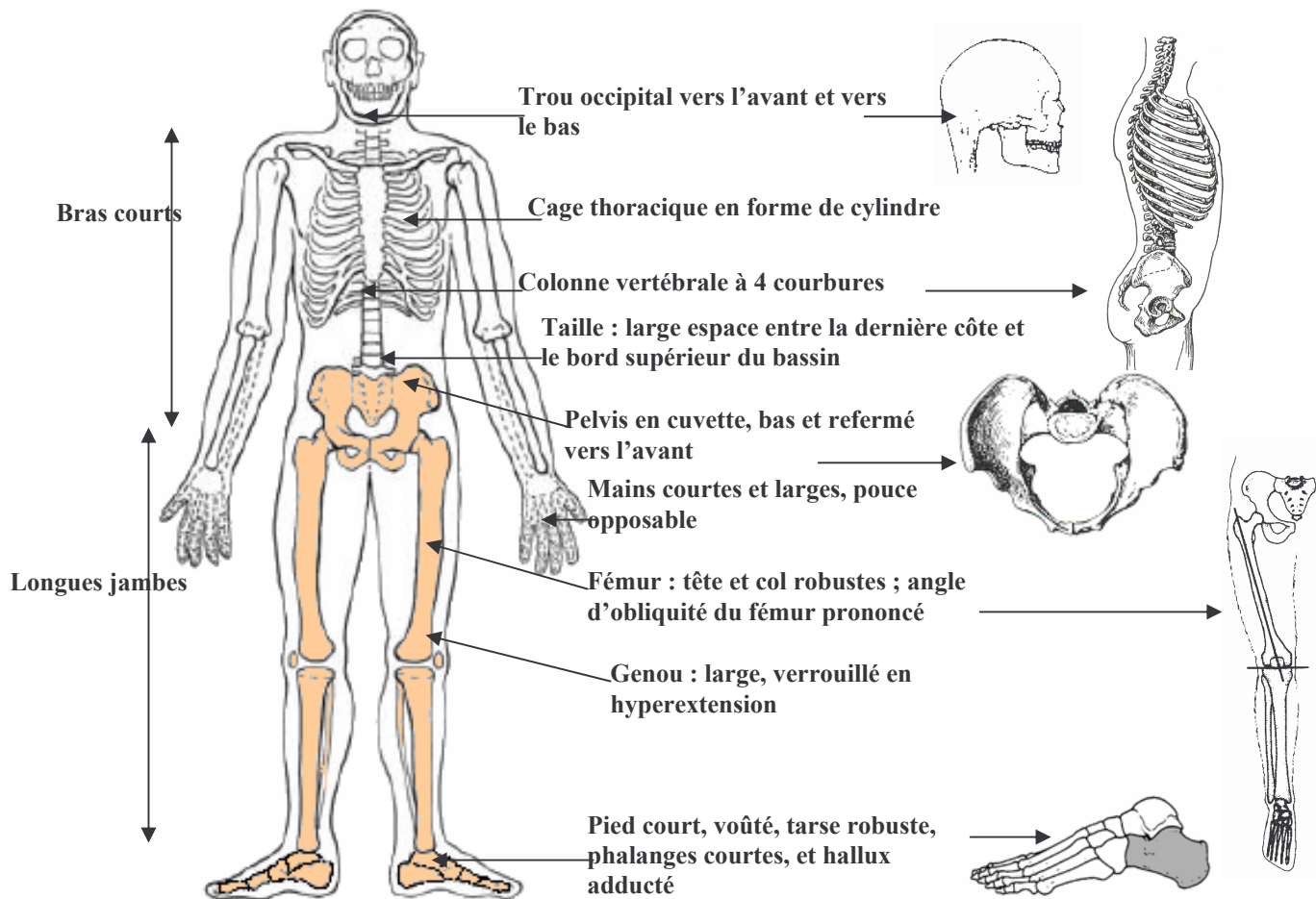


Figure 2.16: Caractéristiques humaines de la bipédie (Bramble et Liberman, 2004, modifié).

4.2.1.2 Chez les primates non humains

Comme souligné à la section 3.2, de nombreuses espèces de primates non humains pratiquent une bipédie occasionnelle et spontanée. Cette bipédie de type fléchi fait intervenir une anatomie moins spécialisée pour le mouvement bipède (Figure 2.17) (Aiello et Dean, 1990). Par exemple, chez les grands singes, le jeu des articulations de la cheville et du genou induisent une rotation vers l'extérieur du membre pelvien lors du mouvement de flexion ; le mouvement n'est par conséquent pas parasagittal. Le pied non voûté, ne transfère pas directement le poids du talon vers l'avant du pied chez la plupart des primates non humains, mais a tendance à rouler au sol selon le bord extérieur. Le trou occipital, en arrière et oblique, ainsi que des courbures du rachis faibles voire nulle, ne permettent pas un équilibre stable du tronc sur les membres inférieurs. Par ailleurs, la musculature est moins spécialisée pour la locomotion bipède. De manière générale, leur déplacement bipède s'accompagne d'importants mouvements latéraux.

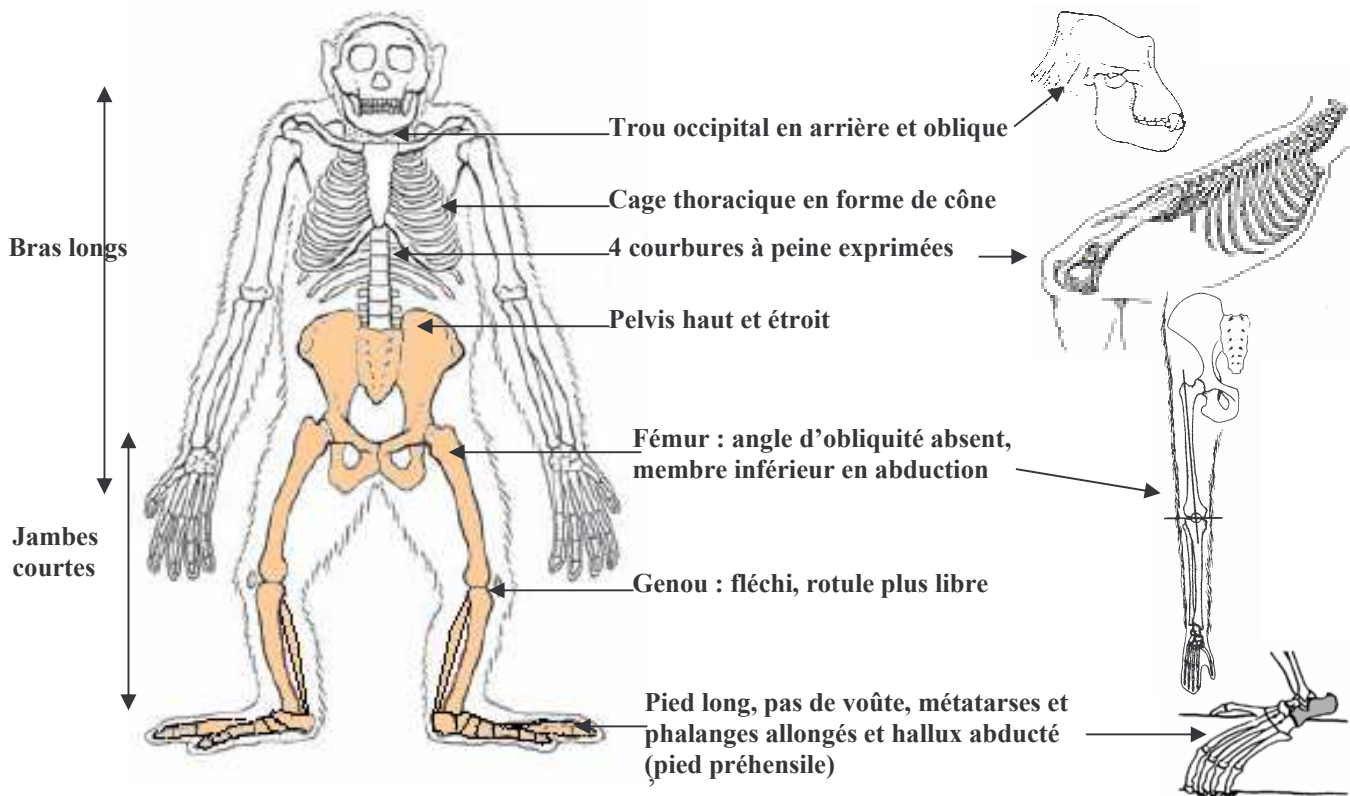


Figure 2.17: Anatomie du chimpanzé (Bramble et Liberman, 2004, modifié).

Ces traits anatomiques autorisent cependant à ces primates de pratiquer diverses modalités locomotrices telles que la quadrupédie, la bipédie ou le grimper. Dans notre problématique, nous devons donc être en mesure de faire correspondre ces traits anatomiques au mouvement observable.

4.2.1.3 Un exemple d'anatomie originale : « Lucy »

L'approche que nous développons doit pouvoir s'adapter à une multitude de squelettes. Nous abordons ici plus particulièrement l'anatomie originale de Lucy (A.L. 288-1, *Australopithecus afarensis*), dont les aptitudes locomotrices sont généralement examinées au travers des démarches comparatives. Cet exemple d'anatomie originale met en avant les difficultés d'interprétation rencontrées dans la littérature vis-à-vis de sa locomotion.

Pourtant, la découverte de son squelette quasi-complet¹ dans la vallée de l'Hadar (Ethiopie) (Taieb et coll., 1974, Johanson et coll., 1978) permet *a priori* d'envisager que les

¹ 52 fragments osseux constituant environ 40% du squelette (Taieb et coll., 1974).

aptitudes locomotrices de cette espèce puissent être appréhendées de façon fiable. Malheureusement, la littérature qui la concerne est loin d'être consensuelle quant à l'interprétation fonctionnelle de son squelette. Lucy présente en effet une morphologie que l'on peut qualifier de « mosaïque », mélange de caractères dits dérivés (évolués) – de type « humain » – et archaïques – de type « simien » (e.g., Ward, 2002 pour une synthèse) (Figure 2.18 et Figure 2.19).

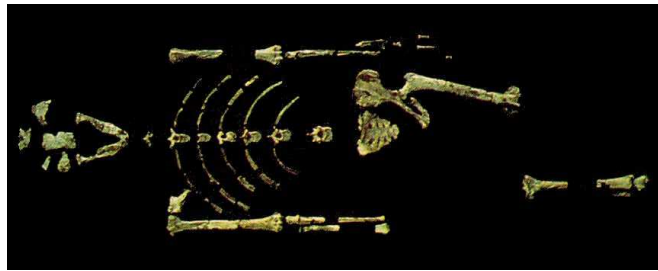


Figure 2.18: Squelette de Lucy (Taieb et coll., 1974 ; Johanson et coll., 1978).

Tenant compte de cette architecture mosaïque (Figure 2.19), il subsiste différentes interprétations quant au type de bipédie qu'elle aurait pu pratiquer. Elles diffèrent généralement selon les hypothèses de travail ou les éléments de comparaison retenus (zones d'insertions musculaires, proportions corporelles, formes du pelvis ou des membres inférieurs, localisation du centre de masse, robustesse et contraintes osseuses...).

Certaines interprétations postulent que chaque caractère, archaïque ou dérivé, s'exprime fonctionnellement. Par exemple, la partie supérieure de l'anatomie d'*A. afarensis* est assez archaïque et refléterait des aptitudes arboricoles ; la partie inférieure, plus dérivée, témoignerait d'aptitudes à la bipédie (Senut, 1978, 1982 ; Tardieu, 1981 ; Jungers, 1982 ; Schmid, 1983 ; Berge, 1984). Concernant le déplacement bipède, Berge (1991, 1994) attribue à Lucy une marche très instable, associée à un mouvement prononcé de balance latérale du corps d'un membre en appui vers l'autre, et un fort balancement des membres supérieurs. Pour d'autres, Lucy possédait une anatomie impliquant de plus grands mouvements de bassin que l'homme, sans pour autant impliquer une marche « hanches et genoux fléchis » (Ruff, 1998 ; Rak, 1991).

D'autres interprétations donnent toute la signification fonctionnelle aux caractères évolués (humains), les caractères archaïques (simiens) étant alors considérés comme vestigiaux. Par exemple, le pelvis court en forme de bassin ou le genou orienté vers l'intérieur et une cheville dont le mouvement se faisait dans un plan parasagittal, correspondent à des traits compatibles avec la pratique d'une bipédie affirmée. La présence de ces nombreux

caractères dérivés constituent pour certains la preuve qu'*A. afarensis* pratiquait une bipédie semblable à la nôtre (Johanson et coll., 1982 ; Lovejoy, 1988 ; Latimer et coll., 1987).

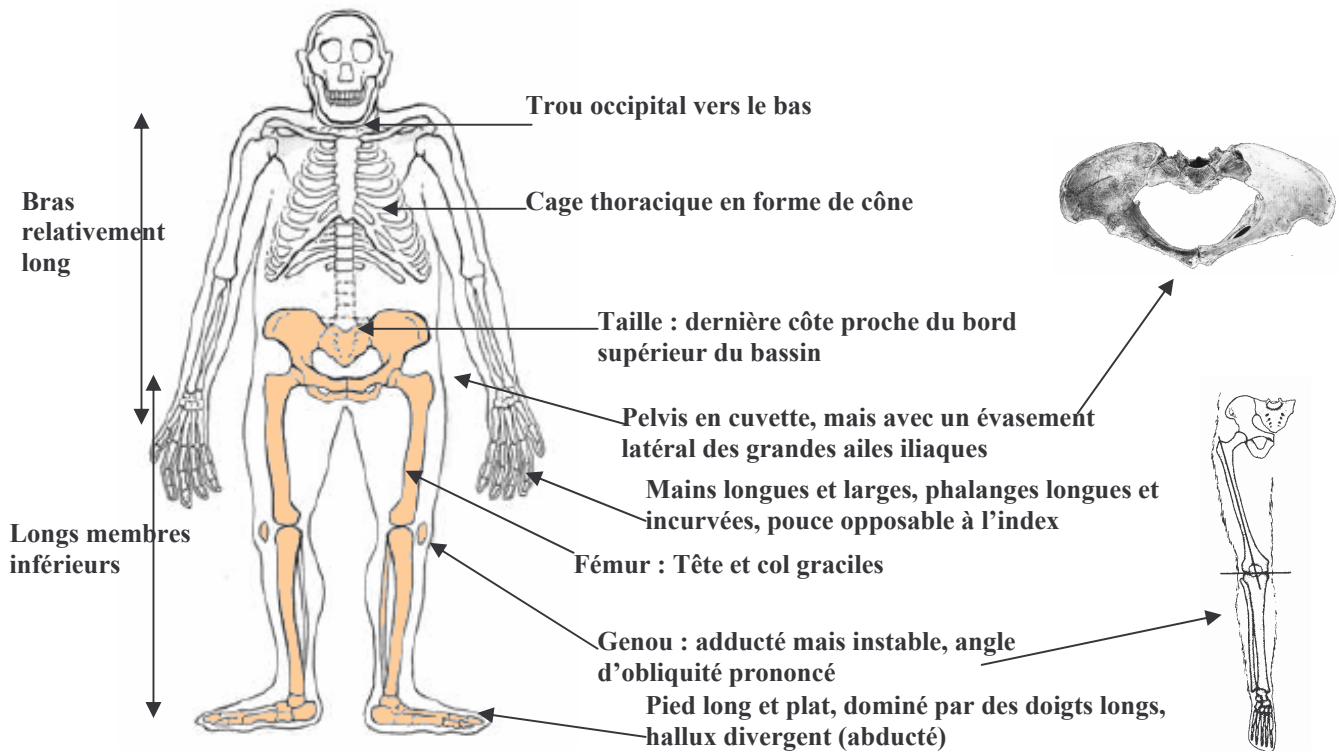


Figure 2.19: Une reconstruction de Lucy ((Bramble et Liberman, 2004, modifié), Aiello et Dean (2002), Lovejoy (1988)).

Au-delà de ces traits connus chez des espèces actuelles, des caractères propres, non retrouvés chez d'autres primates, humains ou non, sont également présents. Ces traits complexifient fortement les interprétations quant au type de bipédie adopté par Lucy. Par exemple, il existerait sur le pied de Lucy une voûte plantaire non rigide contrairement à celle observée chez les humains (Berillon, 2004), suggérant que son appui bipède au sol pouvait se faire selon une modalité inconnue chez les espèces actuelles (Kramer, 1998).

On note donc que la bipédie d'*A. afarensis* divise la communauté des paléanthropologues. Ces désaccords semblent résider dans la difficulté, en l'absence de cadre formel, qu'il y a à intégrer dans un système fonctionnel cohérent une association de caractères archaïques et évolués. Malgré différents courants de pensées, la grande majorité des chercheurs s'accorde sur la possibilité qu'*Australopithecus afarensis* ait pratiqué une forme de bipédie. Exploiter les restes fossilisés de Lucy dans un cadre de simulation de sa bipédie permettrait alors peut-être de fournir des indices nouveaux quant à son déplacement.

4.3 Bilan sur les relations squelette - mouvement bipède

Comme nous pouvons le constater, différentes formes de bipédie caractérisent à la fois l'homme et les primates non humains (se reporter à Berillon et Marchal (2005) pour une synthèse). En outre, les différences anatomiques observées chez les squelettes fossiles témoignent de l'existence passée de plusieurs formes de bipédie (Coppens et Senut, 1991 ; Meldrum et Hilton, 2004). Malgré l'avancée significative des méthodes d'investigation des structures articulaires (imagerie médicale, morphométrie géométrique...) et l'amélioration des connaissances sur les relations entre une structure anatomique donnée et son rôle dans la fonction locomotrice (intégration de données ontogénétiques, multiplication des dissections...), il subsiste des désaccords quant aux interprétations locomotrices des squelettes fossiles, démontrant la nécessité de développer des approches nouvelles. Ces divergences peuvent être notamment attribuées au fait que la plupart des analyses en paléanthropologie se focalisent sur une partie isolée du squelette. En travaillant sur la globalité du squelette locomoteur, nous serions pourtant en mesure de mieux comprendre son fonctionnement.

Dans ce contexte, une approche émergente consiste à entraîner de façon intensive des primates non humains immatures à la bipédie, et à vérifier les modifications anatomiques résultant de cet apprentissage. Outre le respect des caractéristiques biomécaniques de la bipédie érigée (voir section 3), l'analyse non invasive du squelette (radiographie, scanner...) semble indiquer des modifications au niveau de la forme des os. Ceci semble suggérer une adaptation morphologique de l'os (outre les paramètres musculaires) au déplacement bipède. Cependant, ce type d'approche expérimentale est difficile à mettre en oeuvre et reste limité à peu de sujet. Il est donc difficile de vérifier l'influence des critères anatomiques sur le mouvement. Malgré cette limite fondamentale, cet exemple illustre l'intérêt de faire coexister les champs de la biomécanique et de l'anatomie, de manière à dégager les relations entre le mouvement et les critères morphologiques.

Pour répondre à ce type de questionnement, une voie qui nous apparaît pertinente réside dans les approches par simulation. De nombreuses méthodes sont aujourd'hui disponibles pour simuler un mouvement, et semblent applicables à la paléontologie. Nous devons donc rechercher parmi ces méthodes, celle qui, contrairement aux approches utilisant l'anatomie fonctionnelle, ont la possibilité d'inclure des paramètres anatomiques sans leur attribuer une fonction *a priori*. Cette méthode doit également permettre d'évaluer l'influence des critères morphologiques sur le mouvement simulé. Dans la section suivante, nous dressons

un panorama des principales méthodes de simulation permettant de générer un mouvement bipède, puis mettons en évidence la façon dont elles peuvent être adaptées à notre problématique multidisciplinaire.

5 Méthodes de simulation de mouvements de locomotion

Les précédentes sections ont mis en exergue une multitude d'études décrivant la locomotion bipède, en regard de disciplines diverses telles que la biomécanique, la physiologie, la paléoanthropologie ou les neurosciences. Alors que l'analyse consiste à décrire, décomposer et interpréter un phénomène afin d'en dégager les éléments propres, la simulation a pour objectif de le reproduire de manière simplifiée tout en conservant un fonctionnement analogue. Elle repose sur des modèles qui mettent en équation le phénomène. Le mouvement ainsi simulé peut être, par la suite, confronté aux données mesurées. Nous décrivons ici les grands principes qui permettent de simuler un mouvement de locomotion bipède. Comme rappelé précédemment, la méthode de simulation que nous recherchons doit prendre en compte les caractéristiques anatomiques du sujet. Elle doit également permettre d'inclure des lois générales issues de la biomécanique ou des neurosciences (énergie, Jerk...), tout en restituant un mouvement aussi naturel que possible (trajectoires articulaires vues en section 3.2.2.1). Pour répondre à cette problématique, nous proposons de classer les méthodes de simulation de la manière suivante :

- les méthodes cinématiques s'intéressent directement aux formes des trajectoires indépendamment des causes responsables de leur production ;
- les modèles dynamiques permettent d'estimer les forces et moments aux articulations pour expliquer les causes du mouvement généré. Dans cette section, nous incluons les approches musculo-squelettiques qui permettent de se rapprocher plus du fonctionnement réel du squelette, par l'estimation des forces musculaires nécessaires au mouvement.

Pour chacune de ces méthodes, nous discutons de leur usage et de leur faisabilité vis-à-vis de l'intégration de données anatomiques et du test d'hypothèses locomotrices.

5.1 Méthodes cinématiques

5.1.1 Méthode de cinématique directe

Si la problématique posée consiste à reproduire un mouvement connu (humain ou animal), il est possible de procéder par cinématique directe. Cette méthode utilise les connaissances acquises par des analyses menées en biomécanique, sous la forme des trajectoires articulaires, par exemple (Alexander, 2003). Ces modèles, proposés dès les années 1980, consistent principalement à décomposer la locomotion humaine sous forme de cycles et à la contrôler via des paramètres haut niveau tels que la longueur et la fréquence de pas (Zeltzer, 1982 ; Boulic et coll., 1990 ; Sun et Metaxas, 2001). En déformant un mouvement initial, on est alors en mesure d'en recréer des nouveaux. Toutefois, cette approche suppose que l'on connaisse, au préalable, parfaitement le mouvement à simuler.

Ce type d'approche a pu être appliqué dans un cadre paléontologique. Par exemple, Crompton et coll. (1998) imposent au squelette de Lucy les mouvements capturés d'un chimpanzé (démarche fléchie) et d'un homme moderne (démarche érigée) (cf. Figure 2.20). Par dynamique inverse, ils comparent ensuite les valeurs de forces de réaction du sol calculées, aux valeurs acquises sur une plate-forme de forces pour chacun des deux individus proposés. Enfin, ils calculent les puissances mécaniques développées à chaque articulation.

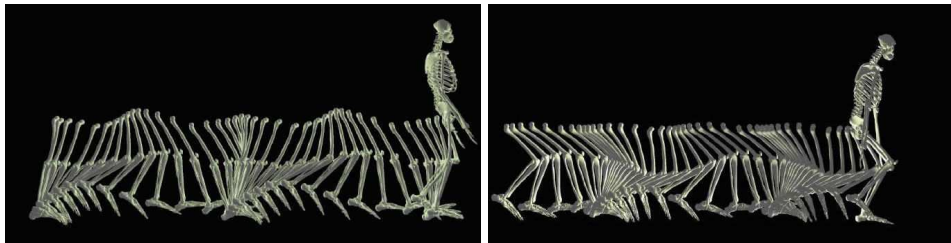


Figure 2.20: Modèles de marche de Lucy (Crompton et coll. 1998) : a) Modèle humain. b) Modèle simien.

Ces auteurs montrent ainsi que les proportions segmentaires de Lucy sont compatibles avec une locomotion bipède érigée stable, et que l'énergie mécanique est multipliée par deux pour une locomotion de type fléchi. De façon générale, cette méthode nécessite des données cinématiques complètes et ne peut donc rentrer dans une démarche visant à prédire un mouvement sur des hypothèses biomécaniques (Crompton et coll., 1998 ; Kramer, 1998, 1999 ; Kramer et Eck, 2000). Ce type d'approche est donc principalement intéressant pour comparer des critères mécaniques (forces de réaction, puissances et énergies) à partir de données cinématiques imposées à un squelette. De plus, les données anatomiques sont

restreintes aux longueurs segmentaires, ce qui ne permet pas d'établir une correspondance fine entre la morphologie et le mouvement simulé.

De manière plus générale, en imposant les trajectoires issues d'un individu (humain ou non) à un nouveau squelette (Lucy ou toute autre espèce), des mouvements irréalisables ou non naturels peuvent apparaître. En effet, l'application de données cinématiques à un squelette devant répondre à des conditions spécifiques (de vitesse, de longueur des pas, de forme de terrain, de virage) conduit inévitablement à devoir corriger les trajectoires. Par exemple, il est possible qu'en appliquant le mouvement d'un personnage à un nouveau squelette, les pieds rentrent dans le sol ou glissent. Il est alors nécessaire d'utiliser des méthodes de corrections.

5.1.2 Cinématique inverse

La cinématique inverse peut être utilisée pour corriger les mouvements lorsque l'on applique à un squelette des trajectoires issues d'un individu aux proportions différentes. Cette correction passe par la définition de contraintes à respecter dans l'espace cartésien (positionner l'extrémité d'un segment à une position donnée par exemple). Le problème est que ces contraintes sont exprimées dans l'espace cartésien alors que les trajectoires imposées au squelette sont angulaires. Par conséquent, il est nécessaire d'exprimer une fonction permettant de passer de l'espace articulaire à une position cartésienne : c'est le modèle géométrique direct. Le problème dit de « cinématique inverse » revient à dans un premier temps à inverser cette fonction pour obtenir le modèle géométrique inverse.

Il s'agit donc de déterminer les angles θ (dans l'espace dit « articulaire ») permettant d'atteindre une position X donnée (dans l'espace Cartésien) de l'extrémité de la chaîne cinématique (appelée effecteur) (cf. Figure 2.21).

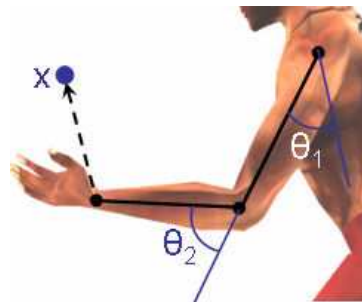


Figure 2.21: Représentation du problème de cinématique inverse pour un bras en 2 dimensions.

Cette technique revient donc à inverser le modèle géométrique direct f de telle sorte que :

$$\theta = f^{-1}(x) \quad (2.11)$$

Le problème fondamental de cette formulation est que la fonction f n'est pas bijective. En effet, il existe en général une infinité de solutions θ dans l'espace articulaire pour une position x dans l'espace cartésien. Le système est alors dit redondant. Ce cas de figure peut être illustré à la Figure 2.22, représentant un bras composé de deux segments. On suppose que l'épaule est fixée et que l'on déplace le poignet à la position X . Pour cette position X , il existe alors une infinité de solutions conduisant à placer le coude sur un cercle (Korein, 1982). Ce cas de figure arrive obligatoirement lorsque le nombre de degrés de liberté est supérieur au nombre de contraintes, ce qui est quasiment toujours le cas pour un squelette complexe.

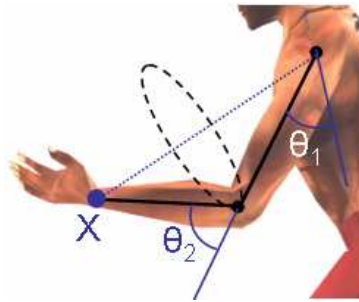


Figure 2.22 : Mise en évidence du problème de redondance sur un bras. Il existe un ensemble de solutions appartenant à un cercle.

Plusieurs algorithmes de cinématique inverse ont été proposés pour résoudre le problème d'inversion de f et pour exploiter les cas de redondances. Les deux grandes familles d'algorithmes, analytiques et numériques, sont décrites dans la section suivante.

5.1.2.1 Méthode analytique

Dans un contexte non-redondant ou faiblement redondant et pour un faible nombre de degrés de liberté, les solutions peuvent être trouvées en résolvant formellement l'équation non linéaire $\theta = f^{-1}(x)$ (Paul, 1981). Cette méthode est souvent utilisée en animation pour des chaînes articulées composées de deux segments tels que le bras ou la jambe (Korein, 1986 ; Tolani et coll., 1996 ; 2000 ; Shin et coll., 2001). Il s'agit généralement de positionner le poignet (respectivement la cheville) par rapport à l'épaule (respectivement la hanche). Classiquement, il est possible de définir trois degrés de liberté (ddl) à l'épaule auxquels on ajoute un ddl lié à la flexion du coude, soit au total quatre ddl. Si le contrôle de la position d'une articulation est désiré, trois contraintes sont imposées. Il reste une contrainte à préciser pour déterminer complètement la solution, à savoir la rotation autour de l'axe reliant les deux

articulations. Le logiciel IKAN² de l'Université de Pennsylvanie permet de résoudre ce type de problème en laissant l'utilisateur choisir la valeur de l'angle restant (IKAN, 1997).

Etant donné la haute redondance du corps humain (plus de 30 degrés de liberté), il est impossible de calculer la solution analytique correspondante. Lorsque le nombre de ddl devient trop important, il est alors nécessaire de faire appel à des méthodes numériques ou alors de coupler une méthode analytique avec une méthode numérique.

5.1.2.2 Méthodes numériques

De façon générale, les méthodes numériques permettent de fournir une solution approximée à l'équation $\theta = f^{-1}(x)$. Nous présentons dans la section suivante les principales méthodes numériques de résolution du problème de cinématique inverse.

5.1.2.2.1 Pseudo-inverse de la Jacobienne (linéarisation locale)

Pour inverser $x = f(\theta)$, il est possible d'utiliser une linéarisation locale de f qui permet d'évaluer les variations instantanées de la position des effecteurs terminaux en fonction de celles de chacun des paramètres de liaison (Whitney, 1969 ; Liegeois, 1977) :

$$X = f(\theta) \Rightarrow \Delta X = J \Delta \theta \quad (2.12)$$

avec J la Jacobienne faisant correspondre les variations des degrés de liberté en variation des coordonnées X de l'effecteur. Il s'agit donc de la matrice des dérivées partielles des coordonnées X de l'effecteur (au nombre de M) par rapport aux degrés de liberté (au nombre de N) :

$$J_{m,n} = \frac{\partial f_m}{\partial \theta_n} \quad (2.13)$$

avec f_m le changement du $m^{\text{ème}}$ paramètre de l'effecteur.

La matrice J peut être inversée lorsqu'elle est carrée et régulière : $\Delta \theta = J^{-1} \Delta X$ (2.14)

² <http://cg.cis.upenn.edu/hms/software/ikan/ikan.html>

Le nombre de degrés de liberté est en général supérieur au nombre de contraintes si bien que la matrice J n'est pas inversible. La pseudo-inverse de Moore-Penrose (Penrose et coll., 1955) définie par (Greville, 1959) permet de résoudre ce problème :

$$J^+ = \begin{cases} (J^T J)^{-1} J^T & \text{si } M > N \\ J^T (J J^T)^{-1} & \text{si } M < N \end{cases} \quad (2.15)$$

$$\text{L'équation devient donc : } \Delta\theta = J^+ \Delta X \quad (2.16)$$

L'approche ci-dessus implique qu'il existe au moins une solution au système. Parmi l'ensemble des solutions, cette dernière équation sélectionne celle qui est de norme minimale dans l'espace des paramètres articulaires (Paul, 1981 ; Klein et Huang, 1983). Pour sélectionner une autre solution, il est possible de définir un vecteur de recherche dans le noyau de l'application (espace des solutions) (Liegeois, 1977). Pour cela, on utilise l'opérateur de projection dans le noyau $P_N(J) = I - J^+ J$ associé au vecteur de recherche, où I est la matrice Identité. Ce vecteur permet d'exprimer un ensemble de contraintes supplémentaires $z(\theta)$ dans l'espace des paramètres articulaires sans remettre en question la réalisation de la tâche principale. L'équation devient alors :

$$\Delta\theta = J^+ \Delta X + \alpha(I - J^+ J)z(\theta) \quad (2.17)$$

où α est une constante qui permet de contrôler la norme du vecteur de recherche $z(\theta)$.

Cette fonction z permet d'appliquer des contraintes (appelées tâches secondaires) dans l'espace des solutions fournie par l'équation (2.16). Ces tâches secondaires s'expriment en fonction de θ et correspondent généralement à la minimisation d'une fonction objectif $z(\theta)$. Plusieurs tâches secondaires ont ainsi été proposées dans la littérature : minimisation de la distance à un mouvement d'origine (Wang et coll., 1999 ; Choi, 1999), respect des butées articulaires (Girard et Maciejewski, 1985), minimisation de l'énergie mécanique (Witkin et coll., 1987), évitement de collisions (Anthony et coll., 1985 ; Nebel, 1999), contournement des singularités dans la chaîne cinématique (Sciavicco et Siciliano, 1996), prise en compte de la fatigue musculaire (Rodriguez et coll., 2003), respect de la dynamique en marche bipède (Boullic et coll., 1990 ; Ko et Badler, 1993 ; Koga et coll., 1994), prise en compte des couples (Kang et Freeman, 1993) ou encore prise en compte de la capacité de préhension (Klein et Blaho, 1987).

Le problème fondamental est que, lors d'un mouvement, on peut être amené à gérer plusieurs tâches de façon simultanée. Deux approches sont possibles pour relativiser leur

influence respective : il s'agit soit de pondérer chaque contrainte, soit de leur attribuer une priorité (Figure 2.23). La méthode par priorités nécessite d'ordonner les tâches secondaires en fonction de leur importance (Hanafusa, 1981 ; Baerlocher, 1998, 2001, 2004). Cette méthode assure le respect strict de la tâche de plus haute priorité ΔX_I (si elle est réalisable), tandis que les autres sont respectées au mieux, sans remettre en question ΔX_I . La principale difficulté de cette méthode consiste donc à agencer les tâches à exécuter. Ce type d'approche semble particulièrement adapté lorsque l'on cherche à respecter des égalités tels que l'atteinte d'un objet distant, par exemple. Elle n'est pas applicable pour tenir compte de contraintes de type inégalités (critères à minimiser tels que l'énergie, par exemple).

Dans ce dernier cas, une approche par pondération peut alors être envisagée. Cependant, à moins d'attribuer un poids infini à une contrainte donnée, il n'est pas possible d'imposer sa réalisation stricte par rapport aux autres (Phillips et coll., 1990). Ce type d'approche conduira donc fatalement à un compromis puisque aucune des tâches n'est résolue strictement (Figure 2.23). Généralement, les poids affectés à chacune des tâches sont identifiés de façon à ressembler à un mouvement réel (Zhang et coll., 1998 ; Wang et Verriest, 1998).

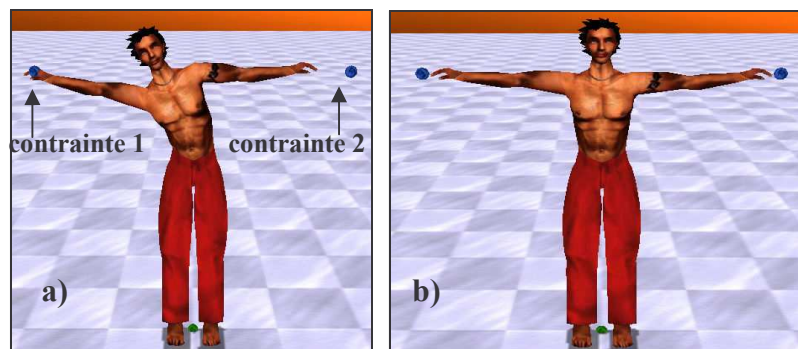


Figure 2.23 : a) Priorité vs b) pondération (Kulpa, 2005).

Une posture qui vérifie les contraintes cinématiques énoncées précédemment peut toutefois ne pas respecter les lois de la physique, par exemple l'équilibre. La conservation de l'équilibre est généralement assurée en vérifiant que la projection du centre de masse reste dans le polygone de sustentation (délimité par les pieds au sol). La méthode de cinétique inverse permet d'assurer le contrôle de la position du centre de masse en situations quasi-statiques (pour les mouvements lents où les accélérations sont négligeables) (Phillips, 1991 ; Boulic et coll., 1996 ; Kulpa, 2005).

De manière générale, la méthode par linéarisation n'est valide que localement, dans le cadre de petites variations par rapport à l'état courant. L'algorithme est donc intégré dans une boucle de manière à s'approcher du but par petits déplacements successifs. L'atout majeur de

cette méthode est de pouvoir prendre en compte et de tester diverses lois dans la tâche secondaire. Elle peut donc être envisagée pour tester des hypothèses locomotrices sur le mouvement généré.

5.1.2.2.2 Méthodes d'optimisation

Pour éviter les étapes coûteuses de création et d'inversion de la matrice Jacobienne, il est possible de transformer le problème de cinématique inverse en un problème d'optimisation (Zhao et Badler, 1994 ; Welman, 1993). La résolution du problème de cinématique inverse peut alors être vue comme la minimisation de l'erreur notée $E(\theta)$, entre la position désirée X_d et la position courante. Le problème $X=f(\theta)$ peut alors se traduire par la minimisation de la fonction :

$$E(\theta)=[X_d - f(\theta)]^2 \quad (2.18)$$

Cette méthode permet de rajouter des tâches $g_{1,...,n}(\theta)$ qui sont pondérées les unes relativement aux autres par des gains $k_{1,...,n}$. La résolution du problème de cinématique inverse par optimisation revient donc à minimiser l'erreur :

$$E(\theta) = k_0 (f(\theta) - X_d)^2 + k_1 g_1(\theta) + \dots k_n g_n(\theta) \quad (2.19)$$

De façon générale, la résolution par optimisation conduit fatalement à un compromis, puisque aucune tâche n'est vraiment réalisée. De plus, elle combine des termes associés à une égalité (atteindre une cible par exemple) et des termes associés à des inégalités (minimiser l'énergie par exemple). Il est donc impossible de respecter strictement la résolution de tâches.

La descente cyclique de coordonnées (*Cyclic Coordinate Descent*, CCD) peut être vue comme une méthode particulière d'optimisation qui minimise les erreurs de position et d'orientation de l'effecteur, en effectuant des adaptations locales à chaque articulation (Badler, 1987 ; Welman, 1993 ; Zhao et Badler, 1994). La Figure 2.24 présente un exemple d'utilisation du CCD sur une chaîne composée de trois segments et de deux degrés de liberté. La première image (a) montre la posture initiale qui définit le vecteur d'état θ et la contrainte qui est placée au niveau de l'extrémité de la chaîne E. La cible à atteindre est la position notée « Cible ». L'adaptation du premier segment consiste alors à aligner $\overrightarrow{(R, E)}$ avec $\overrightarrow{(R, Cible)}$ illustrée par l'image (b). Enfin, l'adaptation du second segment est réalisée en suivant le même procédé (cf. images (c) et (d) de la Figure 2.24).

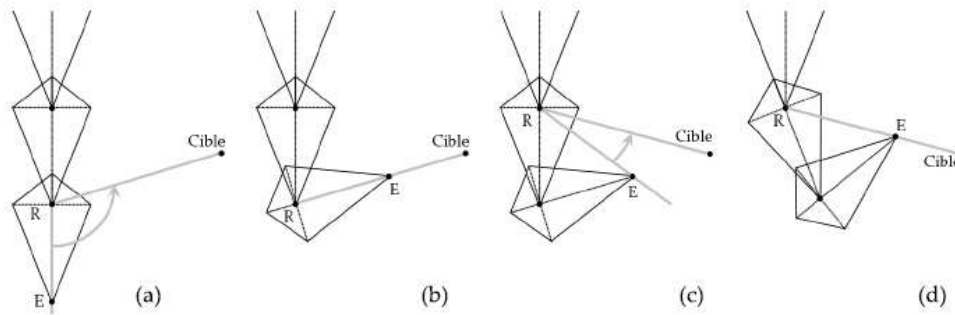


Figure 2.24: Exemple d'utilisation du CCD. (a) et (b) Le dernier segment est adapté de manière à aligner R, E et Cible. (c) et (d) Le premier segment est adapté à son tour.

Le problème majeur de cette méthode est qu'elle peut engendrer des postures irréalistes car l'adaptation n'est pas répartie de manière homogène le long de la chaîne cinématique. En effet, les premiers segments subissent les plus grandes modifications tandis que les derniers sont peu adaptés (Figure 2.24). Il est donc possible d'avoir des effets de type « accordéon » dans la chaîne, ce qui peut être, en partie, évité par différentes techniques telles que l'amortissement. Il s'agit de contraindre les variations maximales que peuvent prendre les degrés de liberté à chaque itération. Enfin, cette méthode ne permet pas d'ajouter des tâches secondaires, ce qui rend difficile son utilisation dans le cadre de tests d'hypothèses.

En conclusion, nous venons de voir que la cinématique inverse permet de corriger un mouvement pour l'adapter à de nouvelles contraintes (atteinte d'une cible, adaptation au sol, etc.). Cette méthode est également utilisée pour adapter un mouvement à différentes morphologies. Nous en présentons les principes ci-après.

5.1.3 Adaptation morphologique

Appliquer un mouvement à des squelettes de tailles différentes peut engendrer des artefacts qu'il est nécessaire de corriger. En effet, puisque les segments présentent des dimensions différentes d'un squelette à l'autre, leur appliquer les mêmes angles ne provoque plus les mêmes déplacements des segments dans l'espace Cartésien. La Figure 2.25 illustre le problème d'adaptation à des morphologies différentes (Pronost et coll., 2006). Les mêmes angles sont appliqués sur les deux personnages représentés sur les images (a) et (b). Si l'on considère que la racine du squelette est située au centre du bassin, les deux pieds pénètrent dans le sol. Une solution peut donc consister à remonter tout le squelette jusqu'à respecter les

contraintes au sol (c), ou bien modifier les angles à la hanche, au genou et à la cheville pour davantage plier les jambes (d).

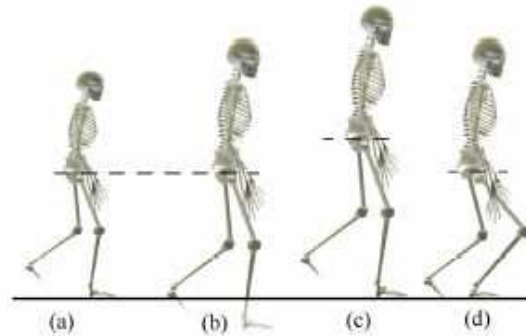


Figure 2.25 : problème d'adaptation à des morphologies différentes (Pronost, 2006).

Le problème d'adaptation de mouvements à un nouveau squelette se ramène souvent à la vérification de contraintes spatio-temporelles (Gleicher, 1998). Lors d'une locomotion, il faut, par exemple, s'assurer que les pieds restent bien au contact avec le sol lors des phases d'appui. La Figure 2.26 montre le résultat de l'adaptation morphologique obtenu avec cette méthode. Ces contraintes sont généralement exprimées sous la forme de fonctions de coûts à minimiser et résolues par des techniques d'optimisation (Witkin et Kass, 1988).

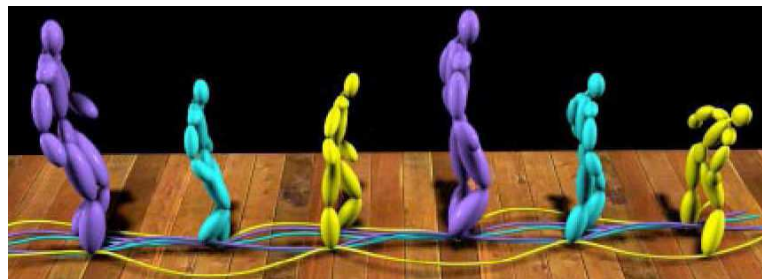


Figure 2.26: Adaptation d'un mouvement de marche à différents squelettes (Gleicher, 1998).

De manière à adapter un mouvement à différents squelettes, d'autres méthodes dérivées supposent que la composition de plusieurs mouvements naturels peut fournir des résultats réalistes. Dans cette philosophie, les méthodes utilisant *l'interpolation de captures de mouvement* mélangent des mouvements originaux à partir d'opérateurs. Ces opérateurs de composition sont généralement des interpolateurs linéaires dans une base de données de trajectoires capturées (Guo et Roberge, 1996 ; Ashraf et Wong, 2001 ; Pettre, 2003 ; Ménardais et coll., 2004). Une récente application de cette méthode consiste à interpoler des mouvements issus d'une base de données, en fonction de paramètres anatomiques pour

résoudre des problèmes d'adaptation à la morphologie de nouvelles créatures (Pronost et coll., 2006) (cf. Figure 2.27).



Figure 2.27: La base de données contient des individus ayant effectué des mouvements de locomotion très variables : a) érigée, b) modérément fléchie, c) fortement fléchie. (Pronost et coll., 2006).

Ce type d'approche semble valide dans le cadre d'une interpolation, c'est-à-dire pour générer des mouvements peu éloignés de ceux présents dans la base de données. Toutefois, elle peut être discutée dans le cadre d'une extrapolation. En particulier, le problème se pose pour des espèces disparues pour lesquelles on ne dispose d'aucune connaissance sur le mouvement de locomotion.

De façon générale, les approches par adaptation morphologique utilisent des données anatomiques globales (positions et dimensions des segments), faisant généralement abstraction de la fonction de l'articulation. Ainsi, modifier un mouvement humain pour tenir compte des dimensions des segments d'un chimpanzé ne suffit pas pour générer une marche crédible de singe, puisque d'autres paramètres anatomiques interviennent (voir section 4.2.1). De plus, elles nécessitent d'utiliser des données cinématiques, et ne permettent pas de tester des hypothèses sur le mouvement généré.

5.2 Méthodes dynamiques

Les méthodes cinématiques vues précédemment s'intéressent aux effets et non aux causes du mouvement ; elles ne respectent donc pas forcément les lois de la physique. Le corps humain n'échappant pas à ces lois, les méthodes de simulation dynamique permettent de tenir compte des forces et des couples à lui appliquer pour générer le mouvement.

5.2.1 Simulation dynamique

Comme vu en section 3.3, le corps subit des forces et moments externes qui agissent sur le mouvement de locomotion. Il est donc possible de produire un mouvement en calculant le torseur mécanique (forces et moments articulaires) à appliquer au système (Arnaldi, 1989 ; Dumont, 1990 ; Gorce et Vanel, 1996 ; Gorce, 1999). Les modèles dynamiques s'appuient sur les équations différentielles dictées par les lois de la mécanique et obtenues principalement à partir des formalismes de Lagrange ou de Newton Euler. Le modèle dynamique fournit une fonction d'évolution de l'état du système x à partir d'actionneurs u : $\dot{x} = f(x, u)$. De manière générale, étant donné des forces et moments externes ainsi que les couples articulaires u appliqués à chaque liaison, ces équations fournissent l'évolution des différents degrés de liberté du système.

Cependant, pour générer un mouvement, il n'est pas aisé ni intuitif de définir l'évolution des couples articulaires nécessaires à la réalisation d'une tâche donnée, généralement exprimée par des contraintes cinématiques (vitesse de déplacement, position d'un objet à saisir...). Il est alors nécessaire de synthétiser un contrôleur qui puisse effectuer cette opération. Le contrôle des actionneurs peut s'effectuer de plusieurs manières. L'approche la plus classique utilise un contrôle en boucle fermée et cherche à minimiser la distance entre l'état courant du système et l'état désiré en faisant varier les couples articulaires (Figure 2.28).

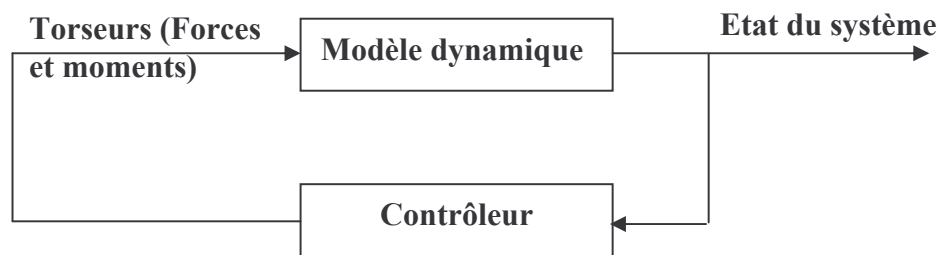


Figure 2.28 : Organisation générale d'un système dynamique en boucle fermée utilisant une description mécanique du squelette et un contrôleur pour minimiser la distance entre l'état courant et l'état désiré.

Cette solution consiste, par exemple, à utiliser un contrôleur de type proportionnel-dérivé, qui représente les muscles par un système visco-élastique en calculant le moment à appliquer à une articulation donnée :

$$\tau = K_p (\theta - \theta_d) + K_v (\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \quad (2.20)$$

où τ représente le vecteur des couples équivalents à appliquer à l'actionneur, θ est l'état courant du système et θ_d est la posture désirée. K_p et K_v sont les gains du contrôleur.

La principale difficulté réside donc en la synthèse d'un contrôleur capable de vérifier les contraintes tout en produisant un mouvement naturel. Pour y parvenir, il est classique d'utiliser des graphes de postures-clé (Hodgins et coll., 1995, 1996 ; Yang, 2004). Ces graphes indiquent la succession de postures-clé à respecter dans un mouvement, et à faire tendre l'état du système vers celui représentant la posture suivante. Ce type d'approche a été développé avec succès dans des applications incluant la locomotion bipède (Laszlo, 1996 ; Raibert et Hodgins, 1991 ; Hodgins et coll., 1995 ; El Hafi et Gorce, 1998) (Figure 2.29) ou des mouvements sportifs divers (Wooten, 1998).



Figure 2.29: Simulation dynamique de la course (Hodgins et coll., 1995).

Cependant, le choix des gains K_p , K_d et K_i reste difficile à obtenir même s'il existe des solutions pour tenir compte, par exemple, de la morphologie du personnage (changement de dimension et de masse des segments) (Hodgins et Pollard, 1997). Ces approches ne permettent donc pas d'aider à identifier les fondamentaux du mouvement naturel mais essaient de reproduire des trajectoires connues. De plus, bien que les modèles dynamiques assurent le respect des lois de la physique, il reste difficile de produire des mouvements naturels, les résultats présentant souvent un aspect visuellement « robotique ».

Certains travaux cherchent à reproduire plus fidèlement le comportement locomoteur humain sur des robots bipèdes. Par exemple, Guihard et Gorce (2001) proposent d'utiliser des actionneurs pneumatiques, assimilables aux muscles humains, placés sur un robot humanoïde bipède (BIPMAN - Biologically Inspired Pneumatic MAN) (Figure 2.30). L'objectif est d'obtenir un comportement musculaire synthétique proche de celui d'une articulation réelle. Encore une fois, les entrées du contrôleur sont des trajectoires articulaires obtenues expérimentalement sur l'homme (El Hafi et Gorce, 1998). Dans cette approche, l'équilibre dynamique du robot est contrôlé via l'accélération du centre de masse ainsi que les forces des jambes sur le tronc (Vanel et Gorce, 1997). Ce type d'approche est très efficace pour générer

des marches sous perturbations externes (Gorce, 1999), mais repose sur des trajectoires articulaires connues (Wieber et Chevallereau, 2003 ; Huang et coll., 2001).

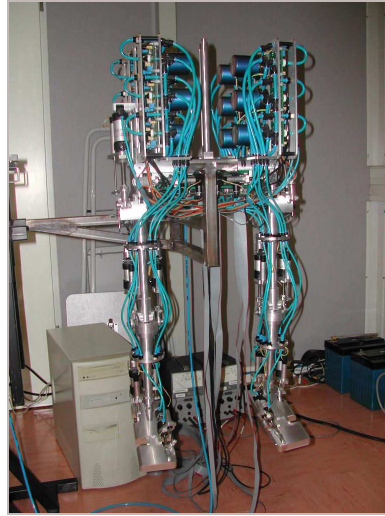


Figure 2.30: Robot anthropomorphe BIPMAN à 6 degrés de liberté par jambe (Gorce et Guihard, 2001).

Pour assurer le respect de l'équilibre dynamique, une autre méthode consiste à faire conserver un point virtuel appelé ZMP (*Zero Moment Point*) dans le polygone de sustentation (Tak et coll., 2000 ; Shin et coll., 2003 ; Huang et coll., 2001 ; Kajita et coll., 2003) (Figure 2.31). Il s'agit du point au sol pour lequel le moment tangentiel dû à l'inertie et à la gravité est nul (voir Vukobratović et Borovac (2004) pour une synthèse). Au point Z (le ZMP), la somme des moments de chaque segment doit égaler le moment du poids du système, d'où :

$$\sum_i m_i(r_i - Z) \times \ddot{r}_i = \sum_i (r_i - Z) \times m_i \times g \quad (2.21)$$

où g est l'accélération due à la gravité, m_i et r_i sont respectivement la masse et la position du segment i . Les contraintes dynamiques par ZMP sont classiques pour piloter le comportement de robots et en assurer l'équilibre dynamique. Cependant, à notre connaissance, il n'existe aucune étude fournissant des trajectoires de ZMP pour l'homme ou d'autres espèces bipèdes. Ce type de données permettrait pourtant de fournir des indices objectifs liés au contrôle de l'équilibre pour une espèce donnée.



Figure 2.31: Marche en plan incliné : a) Mouvement initial, sans contrainte physique; b) Prise en compte du ZMP (Shin et coll., 2003).

5.2.2 Modèles musculo-squelettiques

Plutôt que de focaliser sur les trajectoires articulaires ou la résultante de l'action des muscles sur l'articulation, d'autres approches raisonnent sur des modèles incluant les muscles mis en jeu lors du mouvement. Ces approches visent à reproduire un fonctionnement plus proche du corps humain réel. Elles se fondent sur des simulateurs mécaniques qui prennent les forces musculaires en entrée pour produire un mouvement. Toutefois, il existe un grand nombre de problèmes théoriques.

En effet, comme il y a un très grand nombre de muscles comparativement au nombre de segments, le système mécanique est redondant ; il existe alors une infinité de combinaisons de forces musculaires étant donné un mouvement imposé aux segments (Rasmussen et coll., 2001). Synthétiser un mouvement est donc problématique en raison de cette redondance. Les méthodes de résolution consistent, en général, à regrouper certains muscles ayant des fonctions similaires en un seul actionneur équivalent (Amarantini et Martin, 2004 ; Rao et coll., 2006), ou à minimiser des critères tels que la somme de tensions musculaires (Ait Haddou et coll., 2004). Ces deux méthodes nécessitent donc des connaissances non disponibles sur certains primates non humains.

De plus, la localisation des insertions musculaires joue un rôle significatif dans le calcul des forces mises en jeu (Scovil et Ronsky, 2006), alors que ces données ne sont généralement pas, elles non plus, disponibles pour les sujets étudiés. Malgré cette limite, certains auteurs ont extrapolé un grand nombre de données musculaires issues d'espèces contemporaines pour les appliquer à des hominidés fossiles (Nagano et coll., 2005 ; Hirasaki et coll., 2000 ; Wang et coll., 2004 ; Sellers et coll., 2003, 2004, 2005 ; Hutchinson et coll., 2005, 2006) (cf. Figure 2.32). Enfin, les forces calculées par ces méthodes ne peuvent pas être validées formellement en raison des problèmes expérimentaux posés par la mesure *in-vivo* des forces engendrées par chaque muscle.

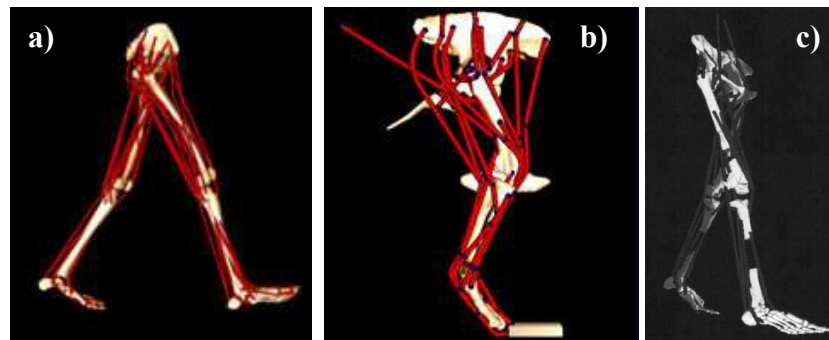


Figure 2.32: Modèles musculo-squelettiques appliqués à la locomotion a) de l'Homme moderne (Delp et coll., 1990), b) du tyrannosaure (Hutchinson et coll., 2005), c) de Lucy (Nagano et coll., 2005).

Toutefois, cette approche présente un intérêt dans l'évaluation des interventions chirurgicales (Delp et coll., 1990 ; Piazza et Delp, 2001). Il s'agit de prédire quelle opération est la plus appropriée pour une pathologie et pour un sujet donné pour améliorer sa gestuelle. Elle trouve aussi des applications dans la quantification des déperditions énergétiques durant la contraction musculaire (Umberger et coll., 2003), l'effet de la fatigue musculaire (Komura et coll., 2000, 2001) ou le test d'hypothèses associées au déplacement bipède (Hase et Yamazaki, 1998, 1999 ; Anderson et Pandy, 2001). Concernant cette dernière application, la plupart des travaux montrent la validité de l'hypothèse de minimisation du coût énergétique lors de la locomotion bipède moderne (Anderson et Pandy, 2001). Cette même hypothèse est souvent admise pour proposer un mouvement de locomotion bipède chez des hominidés fossiles (Nagano et coll., 2005 ; Sellers et coll., 2003, 2004, 2005 ; Ogiwara et Yamazaki, 2006).

Récemment, certaines approches ont utilisé des algorithmes génétiques pour sélectionner des valeurs de vitesse de déplacement, de longueur de pas et de coût énergétique chez des hominidés fossiles (Sellers et coll., 2003, 2004, 2005). Cependant, vu la complexité du système locomoteur (en terme de nombre d'actionneurs), il est nécessaire de faire plusieurs hypothèses simplificatrices (mouvement en 2D, activations musculaires en 3 phases distinctes par cycle uniquement) pouvant engendrer des mouvements non naturels (Figure 2.33) (Sellers et coll., 2005).

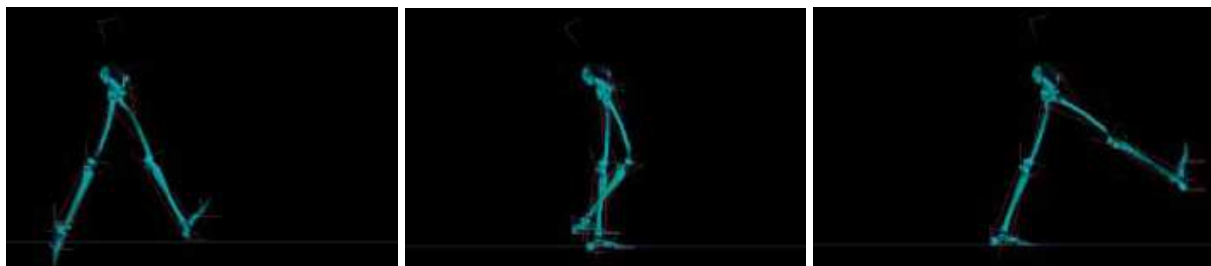


Figure 2.33: Mise en évidence des trois phases d'activation musculaire lors du cycle de marche bipède (Sellers et coll., 2003, 2004, 2005) : a) contact du talon au sol, b) phase de balancement de la jambe avec le genou fléchi, c) phase de balancement lorsque le genou est tendu.

5.3 Bilan des méthodes de simulation du mouvement

Comme nous pouvons le constater, il existe une multitude de méthodes permettant de simuler un mouvement. Dans notre approche, nous avons pour objectif d'intégrer des données

anatomiques issues de différents squelettes d'espèces bipèdes, tout en ayant la possibilité d'intégrer des paramètres anatomiques. Nous souhaitons également réduire les hypothèses expérimentales par rapport aux méthodes utilisant des connaissances cinématiques.

Dans un premier temps, nous avons pu voir que les méthodes par cinématique directe nécessitent une connaissance forte des trajectoires articulaires. En effet, en imposant les trajectoires issues d'un individu (homme ou chimpanzé par exemple) à un nouveau squelette, des mouvements irréalisables ou non naturels peuvent apparaître.

De plus, en appliquant ce type de technique, il est possible que le respect des lois de la physique ne soit plus assuré. Des modèles dynamiques peuvent alors être utilisés, mais nous avons cependant vu que la conception des contrôleurs reste difficile et généralement guidée par un mouvement connu (Hodgins, 1995 ; Guihard et Gorce, 2001) et fait apparaître un grand nombre de paramètres de contrôle. Ces paramètres sont généralement difficiles à calibrer pour les différentes espèces de primates sur lesquelles nous souhaitons travailler.

Enfin, les modèles musculo-squelettiques s'appuient sur une description anatomique plus réaliste du corps humain. Cependant, ils nécessitent un grand nombre d'hypothèses concernant les caractéristiques musculaires (points d'insertion, lignes d'action, section transversale et propriétés élastiques des muscles...) qui restent des inconnues pour certaines espèces (fossiles en particulier). Il reste donc très difficile de valider de telles approches et de les appliquer à notre problématique. De plus, la complexité de ces modèles implique des hypothèses simplificatrices, telles que la restriction à des mouvements 2D, qui nous semblent inadéquates pour notre problématique.

Pour éviter d'utiliser ces hypothèses simplificatrices, il est nécessaire de réduire l'espace des paramètres lié au modèle. Ainsi, plutôt que de travailler avec des muscles, beaucoup trop redondants, il nous semble plus judicieux de se limiter aux trajectoires articulaires. La cinématique inverse permet de calculer les trajectoires d'un sous-ensemble des degrés de liberté pour réaliser une tâche donnée (telle que déplacer le pied). Dans cette approche, la redondance d'actionneurs peut être gérée par l'ajout de tâches secondaires qui permettent aussi de tenir compte d'hypothèses génériques sur le contrôle moteur. Ceci nous a donc semblé prometteur pour résoudre notre problème.

6 Synthèse et objectifs

L'identification des fondements de la locomotion passe par la compréhension des structures anatomiques et des mécanismes mis en jeu lors de ce mouvement. A cet égard, les études en biomécanique ont permis de mettre en évidence un grand nombre d'invariants (*e.g.*, Alexander, 2003, 2005). Ces derniers sont parfois mis en rapport avec la station (plus ou moins fléchie, par exemple), l'espèce, ou les dimensions anthropométriques (Schmitt, 2003 ; Polk, 2002, 2004). Toutefois, la majorité des études expérimentales en biomécanique ne s'intéressent généralement pas au lien entre des caractères morphologiques et les capacités locomotrices résultantes.

En paléoanthropologie, lorsqu'il s'agit d'étudier l'influence de la morphologie sur le mouvement, l'approche par « anatomie comparée » est la plus utilisée. Elle reste généralement la plus adaptée à l'analyse du matériel fossile fragmentaire. Les squelettes locomoteurs d'hominidés fossiles révèlent des différences morphologiques importantes d'une espèce à l'autre, laissant entrevoir des bipédies variables (Berillon et Marchal, 2005). A partir d'observations sur les espèces actuelles, cette approche permet de proposer un certain nombre d'hypothèses locomotrices pour des espèces fossiles. Toutefois, la plupart des analyses en paléoanthropologie se focalisent sur une partie isolée du squelette (la hanche, le genou ou le bassin par exemple) et ne font pas fonctionner ensemble les caractéristiques anatomiques provenant de différentes parties du corps. En travaillant sur la globalité du squelette locomoteur, nous serions pourtant en mesure de mieux comprendre son fonctionnement lors d'un déplacement bipède. D'autres méthodes d'investigation doivent donc être explorées.

Les méthodes par simulation permettent de tester l'influence de diverses hypothèses sur le mouvement généré et de s'affranchir des limites expérimentales. Comme nous l'avons vu précédemment, il existe une multitude de méthodes permettant de simuler un mouvement. Cependant, peu d'entre elles permettent de prédire un mouvement uniquement à partir d'hypothèses biomécaniques et anatomiques. De nombreux travaux consistaient principalement à appliquer des trajectoires d'espèces connues à un squelette fossile (Crompton et coll., 1998; Kramer et Eck, 2000) et impliquaient donc une connaissance parfaite de trajectoires articulaires. L'objectif de notre travail est justement de retrouver ces trajectoires à partir de caractères anatomiques uniquement, sans aucune hypothèse sur la cinématique du mouvement. Cet objectif implique d'être capable de mettre en œuvre des hypothèses suffisantes pour prédire un mouvement naturel à partir de ce peu de données. Nous proposons

donc de développer une méthode permettant de tester la capacité de diverses hypothèses biomécaniques à engendrer des mouvements naturels. Une fois ces hypothèses identifiées, il est possible de simuler l'influence de chaque donnée anatomique sur le mouvement généré.

Pour répondre à un tel problème, une première idée serait d'appliquer des méthodes d'optimisation telles que celles proposées en animation par ordinateur (Witkin et Kass, 1988, Cohen, 1992 ; Liu, 1994). Le but serait de faire varier la totalité des trajectoires articulaires jusqu'à obtenir un minimum de travail mécanique. Cependant, lancer une procédure d'optimisation directement sur la totalité des degrés de liberté pour un cycle complet de marche conduirait à explorer un espace de recherche immense qui entraînerait inévitablement des problèmes de convergence. Pour simplifier le problème, nous nous sommes inspirés des travaux sur la planification de trajectoires locomotrices pour des mannequins virtuels (Esteves et coll., 2006). Le principe est de décomposer un problème complexe en deux phases plus simples. La première phase s'intéresse à une sous-partie des degrés de liberté (comme le déplacement global du personnage) et la deuxième en déduit les degrés de liberté manquants. Bien que notre problème soit différent, décomposer les degrés de liberté en deux parties est une approche intéressante pour simplifier le calcul.

Dans ce travail, nous avons choisi de traiter le mouvement des pieds séparément du reste du corps. En effet, les empreintes contiennent des données qui peuvent être exploitées dans une méthode de simulation. Par exemple, des empreintes associées à la même espèce que Lucy ont été trouvées en Tanzanie (Leakey et Hay, 1979) et fournissent des informations pertinentes sur les espaces entre les pieds et leur orientation. Même si ces empreintes ne peuvent évidemment pas être attribuées à Lucy, elles permettent d'apporter quelques hypothèses supplémentaires pour mieux retrouver la locomotion probable de cette espèce.

Ainsi, dans notre modèle, la trajectoire des pieds doit passer par les empreintes que nous souhaitons imposer. Une fois cette trajectoire connue, nous proposons d'utiliser une méthode de cinématique inverse pour calculer le reste des degrés de liberté. De plus, la cinématique inverse permet d'utiliser des fonctions de coût à minimiser (appelées tâches secondaires) afin de résoudre les problèmes de redondance du squelette : il y a plus de degrés de liberté que de contraintes imposées pour les pieds, conduisant à une infinité de solutions. Il est donc possible d'inclure des hypothèses biomécaniques générales au sein de ces tâches secondaires pour guider le choix d'une solution naturelle.

La cinématique inverse répond donc à la deuxième phase introduite précédemment : étant donnée la trajectoire des pieds, quelles sont les trajectoires articulaires correspondantes ? Il reste donc à proposer une trajectoire des pieds qui engendre un mouvement global naturel.

Pour cela, nous faisons varier la forme de la trajectoire des pieds, en faisant appel au module de cinématique inverse à chaque fois, jusqu'à minimiser un certain nombre de critères. C'est donc une approche par optimisation qui travaille uniquement sur les paramètres décrivant la forme de la trajectoire des pieds. En sortie, nous disposons donc d'une locomotion qui passe par les empreintes imposées et qui minimise les critères de la boucle d'optimisation. Dans ce travail de thèse, nous proposons donc une approche en trois étapes (chapitres 4 à 6) qui peuvent être décrites selon la Figure 2..

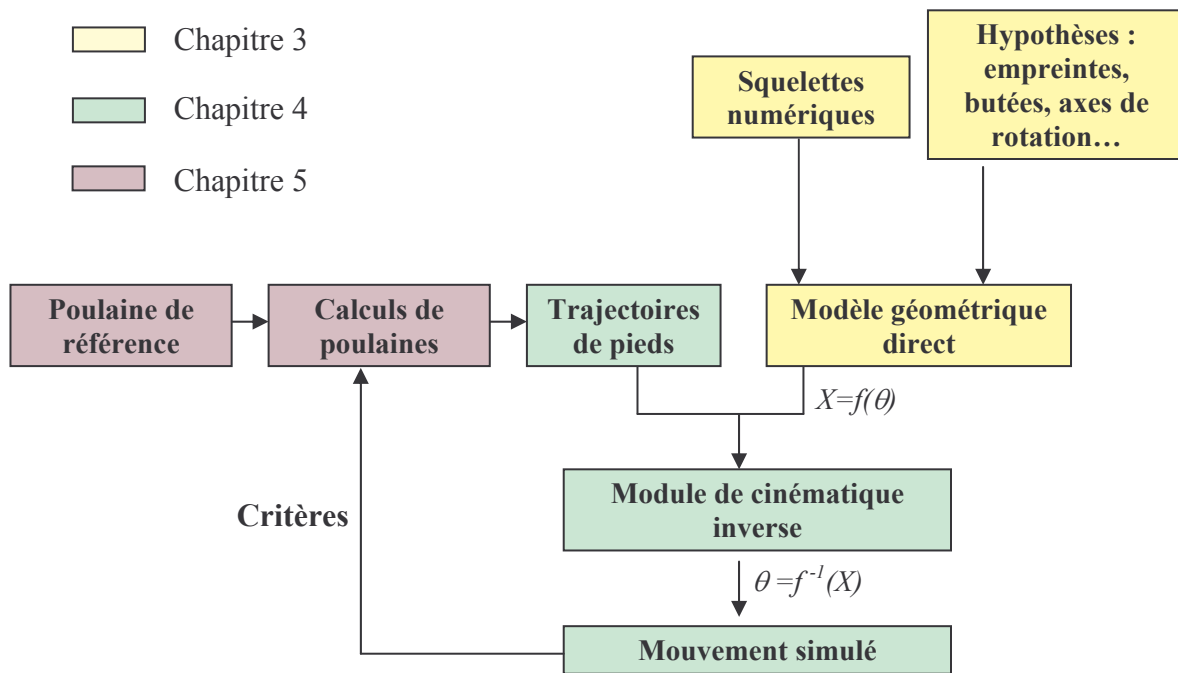


Figure 2.34 : Synopsis de l'approche proposée.

Nous proposons tout d'abord un mode de représentation générique d'une structure articulée permettant d'intégrer les paramètres anatomiques propres à chaque squelette (longueurs segmentaires, axes de rotation, centres articulaires, ...). Ceci fait l'objet du chapitre 3. Cette représentation repose sur l'obtention de points homologues, communs à toute espèce primate. Ceci permet aussi de définir les coordonnées Cartésiennes des chevilles exprimées dans le repère du milieu des hanches. Le chapitre 4 présente ensuite la méthode de cinématique inverse proposé pour calculer les trajectoires articulaires des 11 degrés de liberté composant la chaîne articulaire. Comme nous l'avons vu, cette méthode utilise, comme entrée, la position des chevilles exprimées dans le repère du milieu des hanches (appelée poulaine dans la suite du document). L'objectif est de proposer une méthode capable de prédire des trajectoires articulaires plausibles à partir d'une poulaine donnée. Enfin, le chapitre 5 présente

la boucle d'optimisation qui permet de proposer une locomotion plausible en faisant varier la forme de la poulaine jusqu'à obtenir un mouvement global minimisant des critères provenant d'hypothèses biomécaniques. Dans ce même chapitre, nous proposons enfin d'appliquer cette démarche globale au domaine de la paléanthropologie. Nous proposons une première étape consistant à tester l'influence de la longueur de pas, ou encore l'impact de la posture fléchie ou érigée sur différents squelettes fossiles. Ceci nous permet de discuter des potentialités locomotrices de chacun d'entre eux en regard des grandeurs mécaniques résultantes. Nous avons, par exemple, proposé de tester plusieurs hypothèses différentes de reconstruction d'un squelette numérisé de Lucy.

Chapitre 3

Modélisation géométrique d'un squelette

وَأَنَّ إِرَانُ أَيِّ إِفْتُو إِخْصَاتْ إِرَوَارْ إِبِيدْ .

« Pour pouvoir marcher, il faut se tenir debout »

- Proverbe berbère (Zagora, août 1987) dans Pré-ambules (Yves Coppens, 1999) -

1 Introduction

Pour créer un mouvement de locomotion à partir d'un squelette, il est nécessaire dans un premier temps de le décrire en prenant en compte ses particularités anatomiques. Ces dernières sont par exemple liées aux paramètres anthropométriques (position des os relativement aux autres, longueur de jambe, largeur du bassin...), aux degrés de libertés autorisés à chacune des articulations (flexion-extension, abduction-adduction, rotation interne/externe), et aux axes de rotation permettant les mouvements lors de la bipédie. Ces contraintes doivent donc être décrites précisément avant même de proposer une méthode de simulation de la bipédie à partir d'un squelette.

Nous détaillons dans ce chapitre les étapes et le formalisme retenus pour décrire la chaîne cinématique associée aux squelettes à étudier (cf. Figure 3.1). Nous présentons tout d'abord le mode d'obtention du modèle géométrique direct (c'est-à-dire la position de l'effecteur en fonction des angles à chaque articulation) pour des sujets issus de captures de mouvement. Dans un deuxième temps, nous montrons comment cette approche peut être adaptée de manière à prendre en compte également n'importe quel sujet ostéologique, dont le squelette d'*Australopithecus afarensis* (« Lucy »).

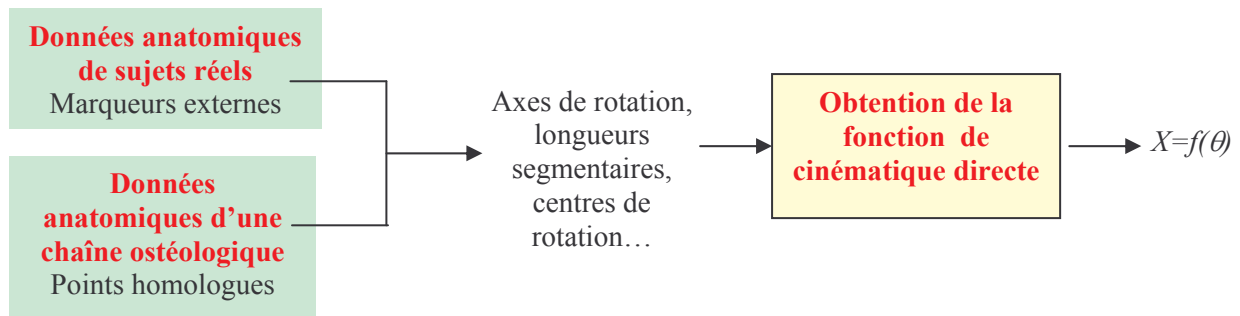


Figure 3.1 : Description des principales étapes de la numérisation des ossements jusqu'à l'obtention du modèle géométrique direct associé au squelette étudié.

2 Description géométrique du squelette

Dans cette section, nous décrivons le formalisme que nous avons retenu pour décrire un squelette numérique issu d'une capture de mouvement. Elle se fonde sur un ensemble de

points anatomiques (issus de marqueurs externes) identifiés sur le squelette à partir desquels nous pouvons calculer le modèle géométrique direct. Cette fonction sert d'entrée à notre module de cinématique inverse et permet de proposer un mouvement de locomotion tenant compte de l'anatomie propre à l'individu considéré. La chaîne cinématique est décrite à partir de la position de repos de l'individu, cette posture de référence correspondant aux 0 rad des angles de chaque articulation.

L'expression du modèle géométrique direct revient à exprimer dans un premier temps certaines hypothèses sur le fonctionnement des ossements et articulations (section 2.1). Il est ensuite possible d'exprimer de manière générique les coordonnées des effecteurs considérées dans notre approche comme les chevilles (section 2.2). En suivant une telle démarche, nous sommes donc en mesure de proposer une représentation numérique pour n'importe quel squelette. Nous proposerons ensuite une application de ce formalisme à des sujets ostéologiques, en particulier l'australopithèque « Lucy ».

2.1 Hypothèses de représentation du squelette

Le squelette est considéré comme l'ensemble de 5 solides rigides articulés : un pelvis, deux fémurs, et deux tibias. Six articulations mobiles (dont deux contraintes à la cheville), participent au fonctionnement complexe du squelette locomoteur, et sont utilisées pour exprimer les paramètres d'intérêts fonctionnels. Étant donné les débats actuels sur le fonctionnement précis de certaines articulations (en particulier le genou) (*e.g.*, Eckhoff et coll., 2003 ; Churchill et coll., 1998 ; Pinskerova et coll., 2001), nous avons opté pour des modèles simples supposés être communs à chaque espèce d'hominidé (*e.g.*, Aiello et Dean, 1990 ; Lovejoy, 2005, 2007). Les hypothèses retenues dans ce travail, en étroite collaboration avec nos collègues paléanthropologues, sont donc les suivantes :

- **La chaîne est symétrique**, par rapport à l'axe vertical passant par le centre de rotation du pelvis (point O, cf. Figure 3.2).
- **La racine de la chaîne** est le milieu des deux épines iliaques antéro-supérieures (milieu de Pelv5g et Pelv5d, cf. Figure 3.2). Ces deux épines iliaques sont facilement localisables à la palpation sur les individus modernes. Le centre de rotation du pelvis constitue la racine de notre architecture et comporte 3 degrés de libertés en rotation. Ainsi, dans notre travail, on suppose que les pieds bougent sous le corps car la translation n'est pas prise en

- **L'articulation de la hanche** est représentée par une liaison rotule (Siston et Delp, 2006), dont le centre est le centre de la tête fémorale (Fem1g et Fem1d, cf. Figure 3.2).
- **L'articulation du genou** est représentée par une liaison pivot comportant un degré de liberté en rotation. L'axe de rotation est l'axe bicondylaire fémoral médian (liant Fem9 et Fem10, cf. Figure 3.2). Bien que d'autres représentations puissent être envisagées, la composante en rotation pure se retrouve chez l'ensemble des hominidés. Toutefois, même si nous nous limitons à une description à axe fixe, l'axe de rotation déduit des points homologues permet d'accroître la précision de la procédure et de différencier chaque hominidé.
- **Le centre articulaire de la cheville** est représenté par le centre du segment talocrural (milieu de Tib7 et Tib8, cf. Figure 3.2).

67

La chaîne cinématique représentant l'humanoïde comporte 11 degrés de libertés et 7 centres de rotation tels qu'illustrés à la Figure 3.3. Dans la version actuelle de ce modèle, la chaîne cinématique est volontairement interrompue aux chevilles, ce qui engendre un nombre limité de degrés de liberté. En effet, le faible nombre de données osseuses disponibles pour certains fossiles, en particulier Lucy, engendre des hypothèses trop fortes sur les pieds dont nous souhaitons nous affranchir pour l'instant.

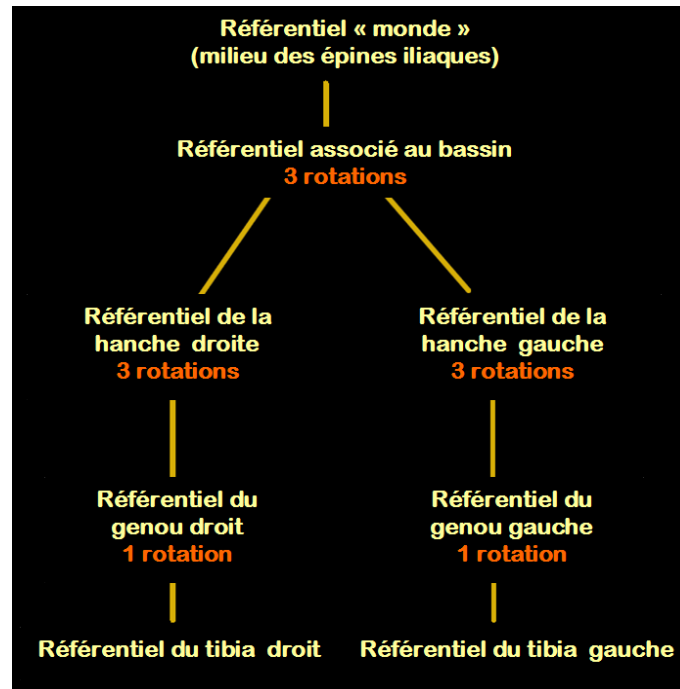


Figure 3.3: chaîne cinématique associée.

2.2 Modèle géométrique direct du squelette

Comme défini précédemment, la racine de la chaîne cinématique est le milieu des deux épines iliaques. Le pelvis est contrôlé par une liaison rotule à trois degrés de libertés en rotation.

De manière à simuler un mouvement de locomotion, une première étape consiste à positionner les repères locaux, associés à chaque segment. Dans notre approche, z est aligné entre deux centres de rotation successifs (représentant les mouvements de rotation interne/externe), x et y sont choisis de façon à représenter respectivement les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction. Le repère global F est quant à lui attaché au

pelvis en position initiale (sans aucune rotation), l'axe z étant vertical, l'axe x étant dans un plan frontal, et l'axe y étant dans un plan sagittal (cf. Figure).

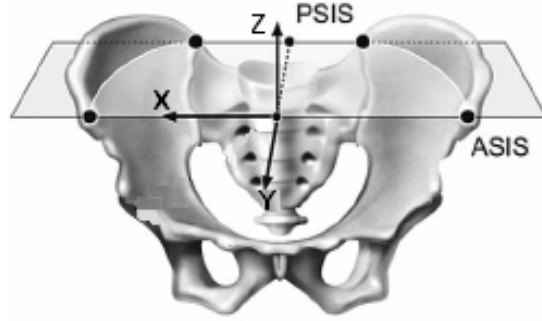


Figure 3.4: définition du repère global.

Ces conventions permettent d'exprimer le modèle géométrique direct du squelette, c'est-à-dire les coordonnées de la cheville dans le repère attaché à la racine. Nous rappelons que la chaîne cinématique est décrite par la fonction qui transforme les angles θ de chaque articulation en position cartésienne X d'un point du squelette selon l'équation $X = f(\theta)$. Dans cette équation, X est le vecteur contenant les 3 coordonnées de chaque cheville (X_d et X_g), engendrant un vecteur de dimension 6 :

$$X = \begin{pmatrix} X_d \\ X_g \end{pmatrix} = \{x_{cd}, y_{cd}, z_{cd}, x_{cg}, y_{cg}, z_{cg}\} \quad (3.1)$$

où les indices cd et cg représentent les chevilles respectivement droites et gauches. Dans cette étude, la chaîne cinématique est volontairement interrompue aux chevilles. En effet, le faible nombre de données osseuses disponibles pour certains fossiles, en particulier Lucy, engendre des hypothèses trop fortes sur les pieds dont nous souhaitons nous affranchir pour l'instant.

De la même façon, θ regroupe les 11 degrés de liberté de la chaîne cinématique :

$$\theta = (\theta_{pelv}, \varphi_{pelv}, \psi_{pelv}, \theta_{Lhip}, \varphi_{Lhip}, \psi_{Lhip}, \theta_{Rhip}, \varphi_{Rhip}, \psi_{Rhip}, \theta_{Lknee}, \theta_{Rknee}) \quad (3.2)$$

Ainsi, six contraintes sont appliquées à un système composé de 11 degrés de liberté, ce qui engendre un espace de recherche (appelé $Ker(f)$), de dimension 5.

L'étape suivante consiste à exprimer le mouvement relatif d'un os par rapport à un autre. Dans notre approche, chaque transformation géométrique possible est représentée mathématiquement par une matrice homogène. En outre, les rotations sont exprimées à partir

du formalisme des repères tournants dans l'ordre X, Y et Z. La chaîne cinématique est donc modélisée par la multiplication des valeurs des matrices de transformations suivantes :

- matrices de rotation du pelvis : la rotation d'un angle θ_{xp} autour de l'axe x est notée R_{xp} et exprime l'inclinaison, la rotation d'un angle θ_{yp} autour de l'axe y est notée R_{yp} et exprime l'obliquité, et la rotation d'un angle θ_{bz} autour de l'axe z est notée R_{bz} et exprime la rotation interne/externe :

$$R_{xp} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_{xp} & -\sin\theta_{xp} & 0 \\ 0 & \sin\theta_{xp} & \cos\theta_{xp} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} R_{yp} = \begin{pmatrix} \cos\theta_{yp} & 0 & \sin\theta_{yp} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_{yp} & 0 & \cos\theta_{yp} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} R_{zp} = \begin{pmatrix} \cos\theta_{zp} & -\sin\theta_{zp} & 0 & 0 \\ \sin\theta_{zp} & \cos\theta_{zp} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

- matrices de rotation de la hanche : la rotation d'un angle θ_{hx} autour de l'axe x est notée R_{hx} et exprime la flexion/extension, la rotation d'un angle θ_{hy} autour de l'axe y est notée R_{hy} et exprime l'abduction/adduction, et la rotation d'un angle θ_{hz} autour de l'axe z est notée R_{hz} et exprime la rotation interne/externe.

$$R_{xh} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_{xh} & -\sin\theta_{xh} & 0 \\ 0 & \sin\theta_{xh} & \cos\theta_{xh} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} R_{yh} = \begin{pmatrix} \cos\theta_{yh} & 0 & \sin\theta_{yh} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_{yh} & 0 & \cos\theta_{yh} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} R_{zh} = \begin{pmatrix} \cos\theta_{zh} & -\sin\theta_{zh} & 0 & 0 \\ \sin\theta_{zh} & \cos\theta_{zh} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

- matrice de rotation du genou notée R_{hx} autour de l'axe x d'un angle θ_{gz} et exprimant la flexion/extension :

$$R_{xg} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_{xg} & -\sin\theta_{xg} & 0 \\ 0 & \sin\theta_{xg} & \cos\theta_{xg} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

- Les matrices de translation T_b , T_c et T_t expriment respectivement la translation du vecteur de coordonnées (x_b, y_b, z_b) reliant l'origine du repère global au centre articulaire de la hanche, la translation du vecteur de coordonnées (x_c, y_c, z_c) reliant le centre articulaire de la hanche à celui du genou et la translation du vecteur de coordonnées (x_t, y_t, z_t) reliant le centre articulaire du genou à celui de la cheville :

$$T_p = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & x_p \\ 0 & 1 & 0 & y_p \\ 0 & 0 & 1 & z_p \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, T_f = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & x_f \\ 0 & 1 & 0 & y_f \\ 0 & 0 & 1 & z_f \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \text{ et } T_t = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & x_t \\ 0 & 1 & 0 & y_t \\ 0 & 0 & 1 & z_t \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

La position d'une des chevilles dans le référentiel global (cheville droite dans l'expression qui suit) peut alors s'écrire selon les coordonnées homogènes suivantes :

$$\begin{pmatrix} x_{cd} \\ y_{cd} \\ z_{cd} \\ 1 \end{pmatrix} = Rx_p \times Ry_p \times Rz_p \times T_p \times Rx_h \times Ry_h \times Rz_h \times T_f \times Rx_g \times T_t \times \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

où x_{cd} , y_{cd} and z_{cd} sont les coordonnées Cartésiennes de la cheville droite dans le référentiel attaché au pelvis. Etant donné l'alignement de l'axe z entre deux centres de rotation successifs, nous avons donc la composante z_p =distance (O,Fem1), z_f = distance (Fem1,Fem6), z_t = distance (Tib1,Tal1) (cf. Figure 3.2).

Cette méthode générale peut être appliquée à des sujets issus de captures de mouvements, mais également à tout sujet ostéologique tel que l'*Australopithecus afarensis* (Lucy). Nous décrivons dans la section suivante la manière dont nous avons, en collaboration étroite entre les paléontologues, adapté notre formalisme à l'information d'ordre anatomique.

3 Obtention des données anatomiques sur des sujets ostéologiques

La problématique posée dans ce chapitre consiste à implémenter une méthode flexible de représentation de squelettes numériques pouvant être utilisée dans un outil de simulation de la locomotion. En particulier, notre outil doit pouvoir s'adapter à des données issues de squelettes tant modernes que fossiles. Dans le premier cas, nous avons vu qu'il était possible d'utiliser des marqueurs externes sur des sujets réels. Dans le deuxième cas, nous partons d'ossements indépendants issus de squelettes disloqués. Il est donc nécessaire de développer une méthodologie spécifique et de l'adapter ensuite à notre méthode de représentation. L'objectif final est de quantifier les paramètres anatomiques à partir du seul tissu squelettique : les longueurs segmentaires, les coordonnées des centres articulaires, les axes de rotations, et la position relative des os les uns relativement aux autres. La procédure de

quantification du squelette est coordonnée par les paléanthropologues de l'UPR 2147 du CNRS et passe par deux étapes couplant un procédé de numérisation à partir d'un Microscribe 3D (produit de Immersion®), et un procédé de réarticulation utilisant le logiciel 3DShop (produit de C4W®). Nous proposons de décrire l'ensemble de ces aspects ci-après.

3.1 La numérisation des structures anatomiques indépendantes

Afin de fournir des données quantifiées qui soient à la fois les plus proches possibles de la structure anatomique de départ et les plus adaptées à notre formalisme, le choix des paléanthropologues s'est porté sur les coordonnées tridimensionnelles de certaines structures anatomiques accessibles sur le tissu squelettique. Les points anatomiques retenus sont digitalisés sur les os considérés isolément de façon à ce que les zones articulaires puissent être observables sur toute leur extension. Ces points sont communs à tout primates et identifiés de la même façon sur tout squelette (Aiello et Dean, 1990). L'outil utilisé est principalement un digitaliseur portable, le Microscribe 3DX, disponible à l'UPR 2147 du CNRS (Figure 3.4a et b).

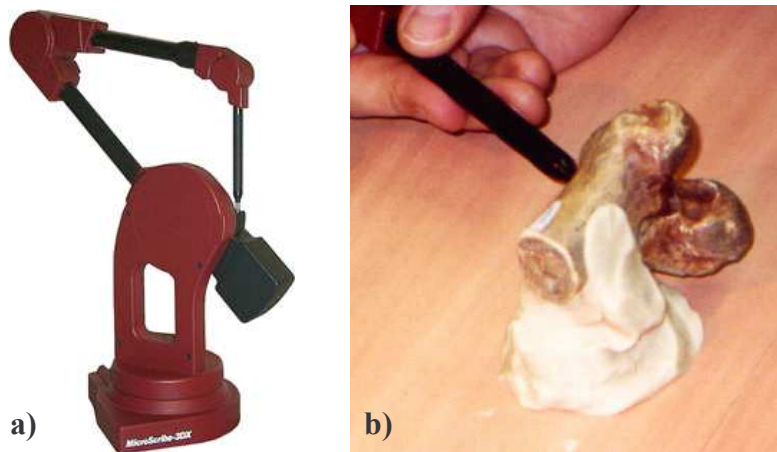


Figure 3.4: a) Microscribe 3DX ; b) Numérisation des ossements.

Chaque élément du squelette ainsi digitalisé est représenté par une matrice de points sur lesquels des calculs peuvent être effectués. Les surfaces des ossements sont ensuite reconstruites par l'intermédiaire du logiciel 3D-Shop (Figure 3.5a). Cette procédure permet d'extraire les principaux points servant à définir les axes de rotation (Figure 3.5b).

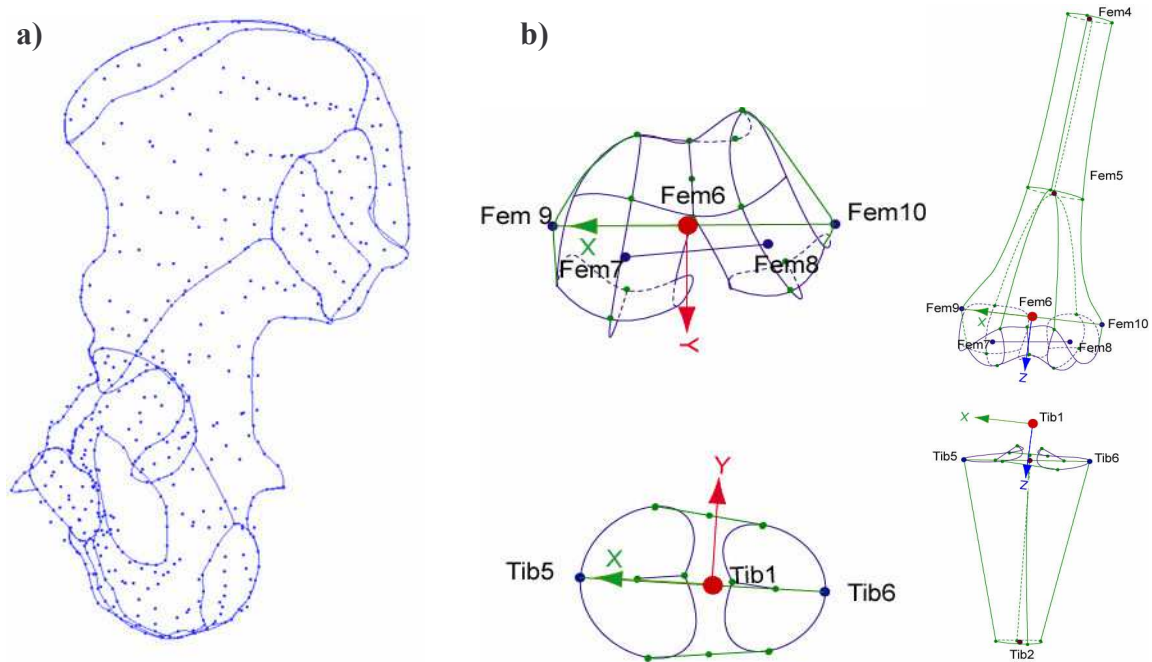


Figure 3.5: a) Exemple de reconstruction surfacique de l'os coxal en vue latérale (3D-Shop). b) Extraction des principaux points définissant les axes de rotation (articulation du genou).

3.2 La réarticulation de la chaîne ostéologique complète

Dans la section précédente, nous avons pu voir la façon dont les structures anatomiques sont numérisées indépendamment les unes des autres. Pour ensuite réarticuler l'ensemble des ossements constituant la chaîne, il est nécessaire de définir une posture commune à toutes les espèces, et une posture de référence correspondant à celle typiquement adoptée par chaque espèce dans la réalité. Nous en décrivons ci-après les grandes étapes.

3.2.1 Etape 1 : La reconstruction des articulations

Après avoir numérisé chacun des ossements, ils sont positionnés les uns relativement aux autres par le logiciel 3D-Shop. Ce logiciel permet d'assurer la reproductibilité de la procédure, et de fournir les principales grandeurs anatomiques (longueurs segmentaires, coordonnées des centres articulaires...). Succinctement, l'étape de réarticulation des os respecte les règles suivantes, définies par Berillon et coll. (2005):

- Le pelvis : les deux os coxaux et le sacrum constituent une structure rigide.
- L'articulation de la hanche : le centre de l'acétabulum et le centre de la tête fémorale, tous deux supposés sphériques sont superposés et forment l'articulation de la hanche.

- L'axe de rotation du genou est l'axe médio-latéral distal du fémur, joignant les deux épicondyles fémoraux (Fem9 et Fem10, cf. Figure 3.6) ; le tibia et le fémur sont réarticulés de telle sorte que l'axe médio-latéral proximal du tibia, joignant les points médial et latéral du plateau tibial (Tib5 et Tib6, cf. Figure 3.6) et l'axe de rotation du genou sont parallèles ; un espace de 4mm est ménagé entre les deux surfaces articulaires. Le centre de rotation du genou est le milieu du segment bi-épicondylaire [Fem9, Fem10] noté Fem 6.

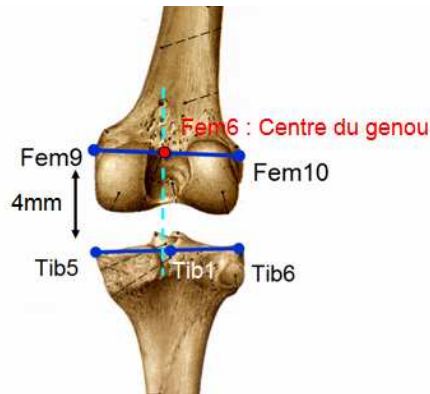


Figure 3.6: Mode d'obtention du centre articulaire du genou.

- L'articulation talocrurale : La partie distale du tibia et le talus sont réarticulés de sorte que l'articulation qu'ils forment, l'articulation talocrurale, soit en position neutre, un espace de 4mm étant ménagé entre la surface articulaire talaire du tibia et la surface articulaire tibiale du talus. L'axe de l'articulation, l'axe talocrural, est l'axe du cône elliptique tronqué représentant/approximant la trochlée du talus (Latimer et coll., 1987). Dans cette reconstruction, le bord médial et le bord latéral de la trochlée s'inscrivent tous deux dans un cercle. L'axe de rotation de l'articulation talo-crurale est défini par l'axe passant par les centres de ces deux cercles ; le centre de rotation de l'articulation talo-crurale est le milieu du segment joignant ces deux points.

3.2.2 Etape 2 : Position de description

Après avoir reconstruit les articulations, les os sont placés en posture de description, ce qui nous permet de décrire mathématiquement chaque spécimen de façon identique et reproductible (cf. Figure 3.7). La position de description est obtenue selon les conventions décrites en Annexe A (Berillon et coll., 2005). Bien que cette position ne corresponde pas nécessairement à une position anatomiquement réalisable sur le vivant, elle permet une description mathématique de l'ensemble des chaînes articulées selon un même formalisme.

Les points anatomiques ainsi repositionnés permettent d'obtenir les longueurs segmentaires, positions et orientations dans la position de description. L'ensemble de ces points anatomiques est représenté en vert sur la Figure 3.5a, les points calculés ou déduits *a posteriori* sont quant à eux représentés en rouge. La figure 3.8b traduit l'équivalent filaire du squelette.

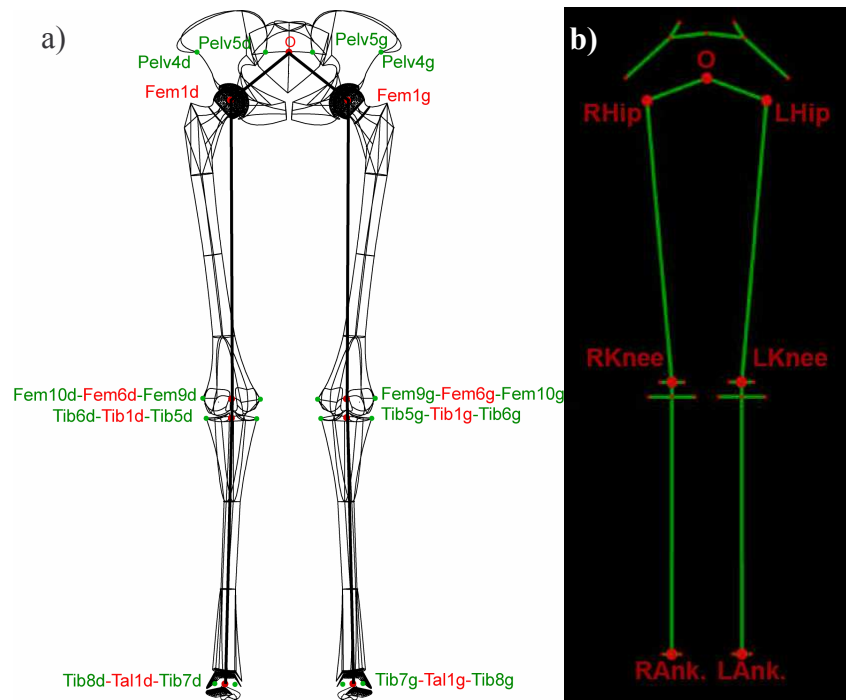


Figure 3.7: a) Exemple de posture de description pour un homme et b) exemple de modèle filaire associé.

3.2.3 Etape 3 : Position de référence

La posture de référence tend à reproduire la position anatomique de repos. Elle utilise un ensemble de critères anatomiques précis mis en rapport avec la position de repos (se reporter à Aiello et Dean (1990) pour une synthèse). L'ensemble des règles utilisées (Berillon et coll., 2005) est détaillé en annexe A.

La chaîne articulaire en posture de référence représente la structure à partir de laquelle le mouvement est initié. En effet, nous supposons qu'il existe un lien entre la posture de repos et le mouvement de locomotion, dont nous souhaitons évaluer l'influence.

La procédure suivie permet de retrouver les principales caractéristiques et différences anatomiques connues chez les espèces actuelles hommes et chimpanzés. Par exemple, l'orientation de la jambe des hommes et celle des grands singes africains diffèrent. Chez l'homme, la jambe est orientée dans un plan parasagittal alors que chez les chimpanzés, nous

faisons l'hypothèse que la hanche et les centres talo-cruraux sont sur une ligne verticale (Preuschoft, 1970).

Les différences anatomiques peuvent également se traduire au niveau fonctionnel par des butées articulaires variables. Ce type de donnée fondamental doit pouvoir être inclus dans notre module de calcul de mouvement de locomotion.

3.2.4 Obtention des butées articulaires

Pour l'ensemble des spécimens analysés, les paléontologues estiment les valeurs de butées articulaires mesurées sur chaque os sec (sans prise en compte des limites anatomiques liées aux propriétés musculaires, ligamentaires, et tendineuses). Cette approche permet de définir des limites extrêmes au-delà desquelles le mouvement calculé n'est plus possible sans dislocation articulaire. Les butées sont obtenues dans les trois plans anatomiques pour chacune des articulations de la chaîne pelvienne. Ces dernières sont déduites du logiciel 3D-Shop, et se fondent sur la réarticulation des os en position extrême (Berillon et coll., 2005). Suivant cette méthode, les butées articulation peuvent être obtenues pour chaque espèce. Concernant l'homme, nous avons retenu les valeurs moyennes publiées dans des ouvrages de référence en physiologie articulaire (Kapandji, 2002) (cf. Figure 3.8).

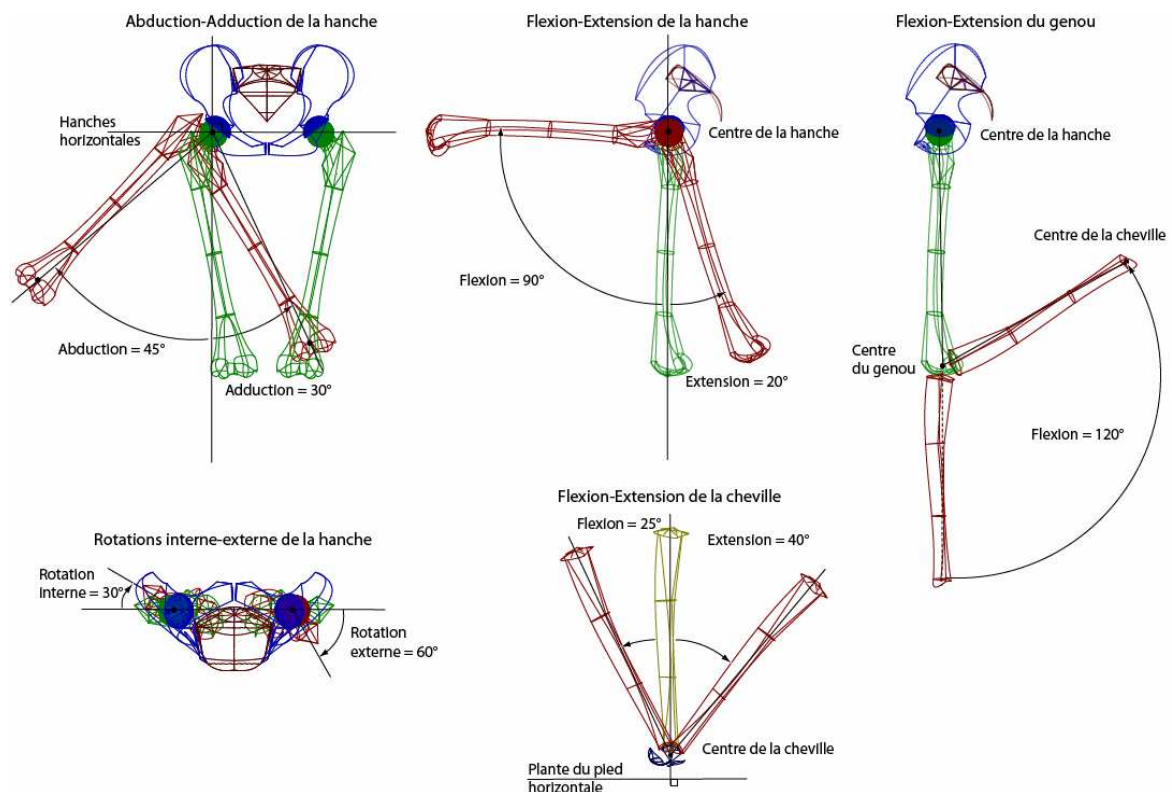


Figure 3.8: exemples de butées mesurées chez l'homme (valeurs moyennes fournies par Kapandji (2002)).

L'ensemble de ces démarches étant commune à tout sujet ostéologique, nous l'avons appliqué au squelette d'*Australopithecus afarensis* (« Lucy ») pour l'inclure dans notre modèle de locomotion.

3.3 Application au squelette de Lucy

La méthode que nous avons mise en place a l'avantage d'être générique et donc applicable à tout type de squelette. Une application originale visée dans ce travail de thèse est de tester le squelette de Lucy (AL288-1, *Australopithecus afarensis*) dans notre modèle. Ceci passe donc par l'obtention de son squelette numérisé et reconstruit selon des hypothèses paléontologiques. Plusieurs modèles de reconstruction peuvent être ainsi proposés et testés dans les études ultérieures. Pour y parvenir, nous avons dans un premier temps procédé aux phases de numérisation des structures ostéologiques. Plutôt que de raisonner sur des reconstitutions de squelettes issues de moulages, nous avons appliqué notre méthode sur les ossements originaux de Lucy, conservés au Muséum National d'Éthiopie (Addis Abeba). Ce travail de numérisation a été réalisé sur site sous la responsabilité de G. Berillon dans le cadre du projet ATIP Jeunes Chercheurs¹.

Dans cette étape de numérisation, nous nous sommes essentiellement restreints aux os moteurs, c'est-à-dire ceux par lesquels le déplacement est réalisé. Les parties préservées se limitent au sacrum et à l'os coxal gauche, formant un bassin partiellement endommagé (notamment au cours de sa fossilisation), au fémur gauche, au tibia droit et au talus droit (os du pied constitutif de la cheville). Sur cette base, il nous est pour l'heure impossible de proposer une reconstruction tenant compte du pied. Nous avons donc choisi de traiter le mouvement des pieds indépendamment du reste du corps.

A partir de ces données numérisées, compte tenu des lacunes, il est possible de proposer plusieurs reconstructions basées par exemple sur le degré de torsion proximo-distale du tibia (autour de son grand axe), ou sur les longueurs segmentaires (Berillon et coll., 2005 ; soumis). La Figure 3.9 présente un exemple de reconstruction à partir des données ostéologiques réelles de Lucy.

¹ Intitulé « Évaluer les aptitudes locomotrices des hominidés fossiles. Modéliser et simuler la bipédie de Lucy, *Australopithecus afarensis* » (2002-2004).

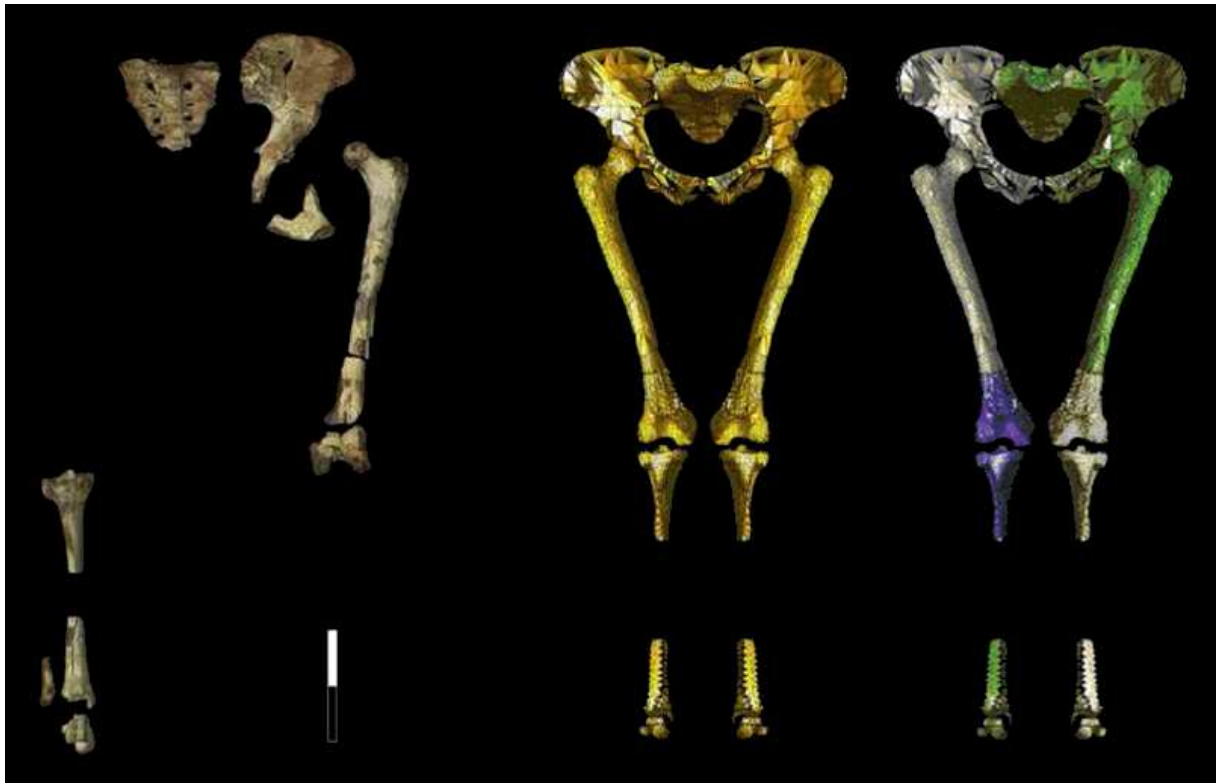


Figure 3.9: a) Données ostéologiques originales ; b) une hypothèse de reconstruction servant d'entrée au module de simulation de la marche ; c) Reconstruction du squelette pelvien (bassin et membre inférieur) de Lucy, en bipédie, vue de face. En vert, les parties préservées de Lucy. En bleu, le genou (fémur et tibia) issu d'un autre fossile, car celui de Lucy est conservé, mais sa partie fémorale est très endommagée. En gris, les zones extrapolées par symétrie. Photo G. Berillon, avec l'autorisation du Muséum National d'Ethiopie; b et c, réalisation G. Berillon.

Ce type de représentation permet d'établir les différences anatomiques d'une espèce à une autre. Elles sont supposées impliquer des mouvements spécifiques en terme de déplacement bipède (Schmitt, 2003 ; Preuschoft, 2004). L'idée est donc de tester ces hypothèses de reconstruction dans un module spécifique à développer.

4 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons proposé une méthode générique permettant d'exprimer la position relative des différents segments composant des squelettes numériques. Cette démarche méthodologique s'est attachée à quantifier les données anatomiques, les rendant ainsi accessibles à l'outil de calcul. Pour cela, nous avons développé une méthodologie et un formalisme adaptés au caractère interdisciplinaire de notre sujet. Il utilise les conventions

proposées par l'*International Society of Biomechanics*, en utilisant les points anatomiques recommandés ainsi que des matrices de transformation homogènes et l'alignement d'un des axes du repère local avec le segment considéré (Wu et coll., 2002 ; Baker, 2003 ; Allard et coll., 2003). Ce formalisme est maintenant en application dans chacun des pôles de recherche impliqués dans cette collaboration.

La procédure de réarticulation des ossements et de calculs des butées par voie numérique assure une meilleure reproductibilité en comparaison aux méthodes classiquement proposées en paléontologie. Cette approche se différencie de la majorité des travaux morpho-fonctionnels : ces derniers s'intéressent généralement à l'analyse précise d'une ou de quelques articulation(s), remplaçant *a posteriori* cette (ces) dernière(s) dans le complexe d'articulations mis en jeu lors du mouvement locomoteur (*e.g.*, Berge, 1994, 1998 ; Berillon, 1999 ; Harcourt-Smith et Aiello, 2004 ; Lovejoy, 2005, 2007). A contrario, l'approche que nous développons ici prend en compte le fonctionnement du squelette dans sa globalité, tout en incluant les spécificités propres à chaque articulation.

Toutefois, dans notre approche, le nombre de degrés de liberté est volontairement limité afin de tester notre approche et en raison du faible nombre de données osseuses disponibles pour certains fossiles. En particulier nous ne disposons d'aucun ossement concernant le pied de Lucy, ce qui nous a amené à considérer la cheville comme étant l'effecteur de la chaîne cinématique. Cependant, si les résultats de simulation sont concluants, ce modèle pourra être étendu ultérieurement pour gérer, par exemple, les pieds et le haut du corps.

De manière générale, ce type de représentation exprime le modèle géométrique direct du squelette numérique associé à chaque individu. Il permet l'expression générique de la position des effecteurs par rapport à la racine constituée par le milieu des épines iliaques. Le but est ensuite d'exploiter ces données numériques de manière à proposer un mouvement de locomotion probable en lien avec le squelette. Pour ce faire, il est nécessaire de mettre en place un module spécifique que nous présentons dans le prochain chapitre.

Chapitre 4

De la trajectoire des pieds au mouvement global

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

- Raymond Devos -

1 Introduction

Comme nous l'avons vu précédemment, les liens entre les modalités locomotrices et l'anatomie restent à ce jour difficiles à évaluer (Ward, 2002 ; Alexander, 2003). En effet, pour effectuer ce lien, des études spécifiques permettant d'identifier les règles générales de la locomotion bipède sont nécessaires. Comme nous l'avons vu au chapitre 3, l'approche classique consiste généralement à effectuer des analyses statistiques sur un phénomène mesuré. Il est ainsi possible de lier un mouvement à des critères tels que la minimisation d'énergie, la conservation de l'équilibre, etc. Cependant, pour de nombreux domaines d'application, il est intéressant de vérifier si la mise en œuvre de ces hypothèses pour d'autres espèces, d'autres populations ou pour des squelettes, engendre une locomotion possible ou observable. Pour répondre à ce type de problématique, la simulation semble être une voie complémentaire à l'observation directe.

Dans ce chapitre, nous présentons et validons une méthode permettant de simuler un mouvement de locomotion bipède à partir d'un minimum de données. Nous nous plaçons donc dans une démarche différente de la majorité des études précédentes qui imposaient un grand nombre de données expérimentales à un squelette donné (Crompton et coll., 1998 ; Kramer, 1999 ; Kramer et Eck, 2000 ; Nagano et coll., 2005). L'objectif principal de ce chapitre est de proposer une méthode capable de prédire des trajectoires articulaires plausibles si on fournit une poulaine réelle.

2 Matériels et méthodes

2.1.1 Organisation générale

La Figure 4.1 présente les principales étapes de ce chapitre. Nous supposons disposer de trajectoires cartésiennes de chevilles (poulaines réelles) obtenues à partir de captures de mouvements. Dix sujets composent notre population. Pour chaque individu, nous disposons donc de la fonction de cinématique directe $X=f(\theta)$ (permettant de décrire la position de la cheville dans le repère de la hanche tel que vu au chapitre 4), des angles réels obtenus durant le mouvement de locomotion, et des poulaines. Ces poulaines servent d'entrée au module de cinématique inverse. L'objectif est ensuite de prédire des trajectoires articulaires plausibles à partir d'une poulaine réelle. Dans notre approche, nous avons choisi une méthode par

linéarisation locale qui permet de suivre parfaitement la poulaine proposée en entrée (tâche principale). En outre, cette méthode permet de tester plusieurs lois issues de la biomécanique sans remettre en cause le respect de la tâche principale (tâches secondaires). Le module fournit en sortie les angles articulaires simulés associés au mouvement de locomotion. La comparaison des angles réels et simulés permet de valider l'approche ou de modifier les lois testées.

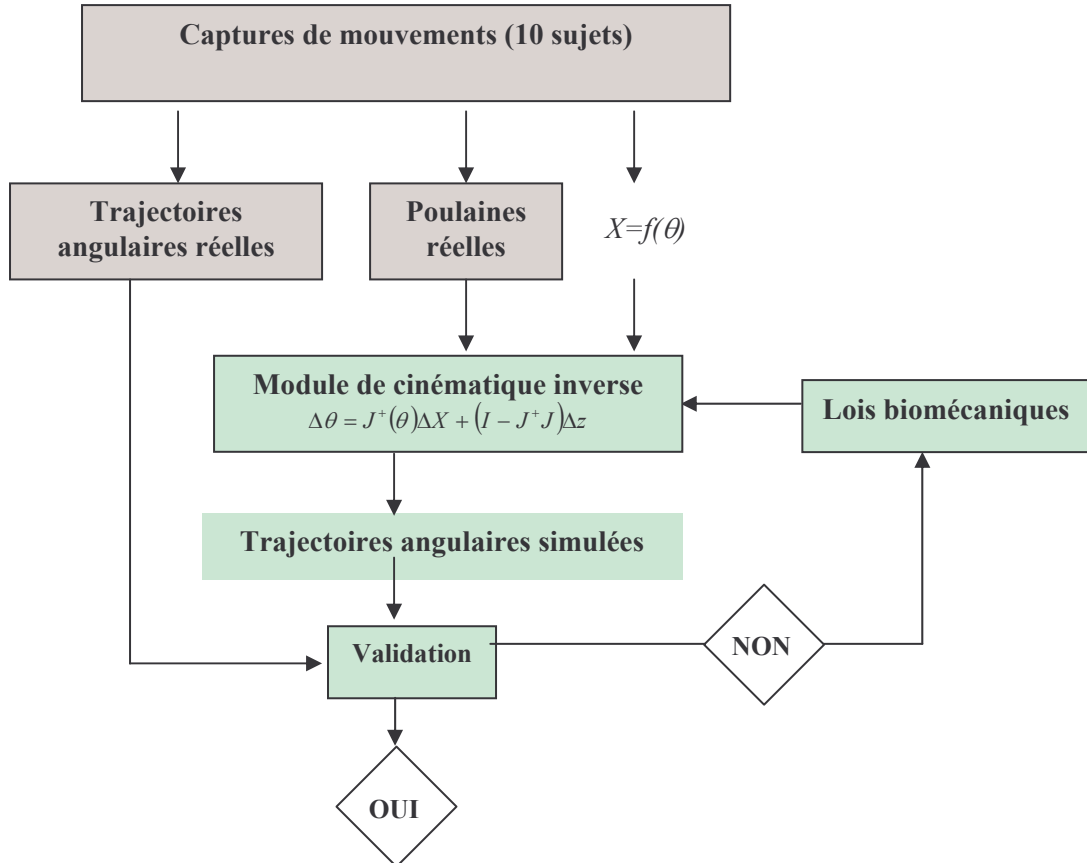


Figure 4.1: Synopsis du chapitre 4.

2.1.2 Cinématique inverse à partir d'une poulaine à tester

Dans cette partie, on considère disposer d'une trajectoire de cheville dans le repère du bassin (poulaine). Dans cette démarche visant à valider notre approche, nous utilisons des mouvements issus de capture de mouvements. Dans une démarche plus générale, nous verrons qu'il est possible d'utiliser un module indépendant de déformation de poulaine que nous décrirons dans le chapitre 6.

Disposant ainsi des $X(t)$, le problème revient donc maintenant à trouver les $\theta(t)$ correspondant en inversant f : $\theta(t) = f^{-1}(X(t))$. Inverser f conduit donc à un espace de solutions

dans lequel il faut sélectionner celle qu'un être humain aurait naturellement choisie. En biomécanique, ceci est connu sous le nom de problème de Bernstein (Bernstein, 1967 ; Turvey, 1990). $X(t)$ est de dimension 6 (trois coordonnées cartésiennes pour chaque cheville), et 11 degrés de liberté constituent la chaîne (dans l'espace articulaire). Par conséquent, nous disposons d'un espace de solutions de dimension $11-6=5$, ce qui ne permet pas une inversion directe de f . La méthode qui semble la plus adaptée tout en permettant de suivre parfaitement la poulaine consiste à linéariser localement f avec la méthode fondée sur un développement de Taylor à l'ordre 1 (utilisant le jacobien J de f) :

$$\Delta\theta_m = J^+(\theta)\Delta X \quad (4.1)$$

En effet, nous travaillons avec un signal échantillonné, donc utiliser l'équation $\dot{\theta} = J^+(\theta)\dot{X}$ n'est pas possible. Nous avons donc choisi d'utiliser la version échantillonnée de l'équation (4.1). Cette équation fournit une solution de norme minimale, mais rien n'assure qu'elle vérifie des contraintes telles que les butées articulaires ou des trajectoires biomécaniquement correctes. A cet effet, nous proposons de chercher une solution dans l'espace $Ker(f)$ qui vérifie des contraintes consistant à ajouter une variation δ de posture à optimiser. La solution finale $\Delta\theta$ est alors donnée par :

$$\Delta\theta = \Delta\theta_m + (I - J^+J)\delta \quad (4.2)$$

où $(I - J^+J)$ est l'opérateur de projection sur $Ker(f)$; δ est un vecteur utilisé pour modéliser le déplacement à appliquer pour tenir compte de tâches secondaires à minimiser. δ est projeté dans le noyau pour assurer qu'il ne remette pas en cause la contrainte principale de passage des chevilles par la poulaine imposée.

La prise en compte de priorités (Baerlocher et Boulic, 2004) entre les deux contraintes aux chevilles n'a pas d'intérêt ici puisqu'on cherche à suivre exactement les deux poulaines. Les contraintes à chaque pied ont donc le même poids et doivent être résolues ensembles. Il reste ensuite à définir les lois et le mode de calcul de δ . Dans la littérature, en sciences du mouvement, le mouvement naturel a été expliqué grâce à plusieurs hypothèses. Les plus répandues sont la minimisation de l'énergie et du Jerk (*e.g.*, Alexander, 2004 ; Flash et Hogan, 1985). D'autres lois existent mais elles s'appliquent à des gestes particuliers comme l'écriture (Viviani, 1982) ou les trajectoires locomotrices (Hicheur et coll., 2006). D'autres lois paraissent trop contraignantes dans le cadre de notre application, comme la loi de

covariance planaire (Bianchi et coll., 1998) qui n'est évidemment pas démontrée pour des espèces fossiles (voir chapitre 2).

Dans notre approche, ce serait une erreur de prendre en compte un grand nombre de lois car cela conduirait à proposer une somme pondérée de vecteurs δ qui n'aurait peut-être plus de sens. De façon à obtenir un mouvement biomécaniquement réaliste, nous proposons donc de tester les trois hypothèses suivantes :

1. Dans un premier temps, les mouvements simulés doivent respecter les butées articulaires. Ces butées sont ici définies par une fonction de coût f_1 continue et dérivable qui croît rapidement au-delà des limites articulaires. Nous avons porté notre choix sur une combinaison linéaire à base de deux fonctions exponentielles :

$$f_1(\theta_i, \Delta\theta_m, \delta) = \sum_{i=1}^{11} \left(e^{\zeta(\alpha_i - b_{\text{sup},i})} \right) + \left(e^{\zeta(b_{\text{inf},i} - \alpha_i)} \right) \quad (4.3)$$

où $\alpha = \theta_i + \Delta\theta_m + (I - J^+ J)\delta$, $b_{\text{sup},i}$ and $b_{\text{inf},i}$ sont respectivement les butées articulaires supérieures et inférieures pour le $i^{\text{ème}}$ degré de liberté. ζ est une constante qui engendre une augmentation rapide à l'approche des butées et donne une valeur proche de zéro entre les butées (cf. Figure 4.2).

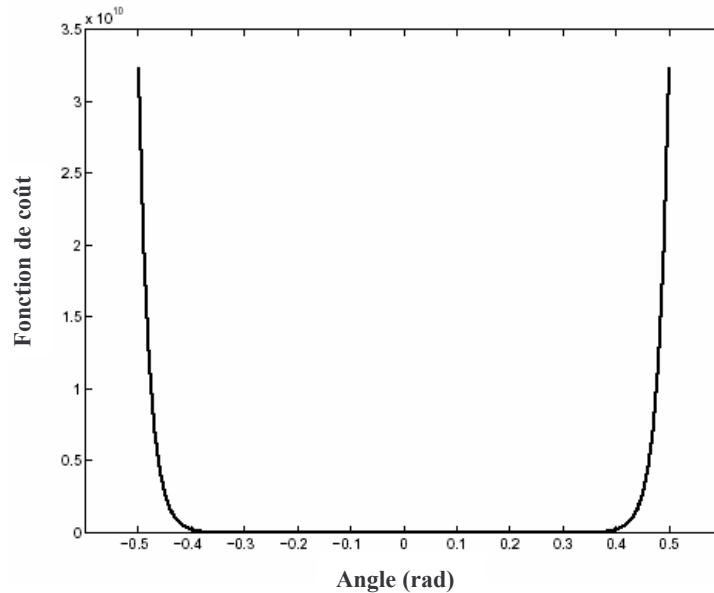


Figure 4.2: fonction de coût associée à la gestion de la butée articulaire du genou.

Concernant les expérimentations sur l'homme, nous appliquons les valeurs de limites articulaires telles que classiquement définies dans des ouvrages spécialisés en physiologie articulaire (Kapandji, 2002). L'ensemble de ces valeurs est reporté dans le Tableau 4.1.

	Bassin			Hanche			Genou
	Flex/ ext	Abd/add	Rot int/ext	Flex/ext	Abd/add	Rot int/ext	Flex/ ext
Butée inférieure	-45	-45	-45	-90	-30	-60	-10
Butée supérieure	45	45	45	20	45	30	110

Tableau 4.1 : Valeurs des limites articulaires (en degrés) retenues pour le modèle humain (Kapandji, 2002).

2. Dans notre approche, nous proposons d'utiliser également le principe de minimisation d'énergie qui semble être une caractéristique commune à un grand nombre d'espèces animales pour le cas particulier de la locomotion (se reporter à (Alexander, 2004) pour une revue de questions). Nous nous intéressons en particulier à la minimisation de l'énergie cinétique de rotation. Cette composante contribue de manière importante à l'énergie dépensée lors des gesticulations (Williams, 1985 ; Mansour et coll., 1982 ; Beaupied, 2003). L'énergie efficace W_{eff} dépend du travail effectué par les muscles (W_{mus}) et du taux de conversion de l'énergie musculaire en énergie efficace, appelé ratio d'efficacité ($W_{\text{eff}}/W_{\text{mus}}$) (van Ingen Schenau, 1989 ; Houdijk et coll., 2003; Bobbert et van Soest, 2001). Le reste du travail musculaire est perdu en énergie cinétique de rotation des segments corporels. Nous souhaitons minimiser cette quantité qui est supposée augmenter la dépense énergétique lors d'un mouvement (Beaupied, 2003). Ce critère est pris en compte et minimisé selon l'équation suivante :

$$f_2(\theta_i, \Delta\theta_m, \delta) = \sum_{i=1}^5 \frac{1}{2} R_i I_i R_i^T (\omega_i(\Delta\theta, \delta))^2 \quad (4.4)$$

où ω_b est une fonction qui retourne la vitesse angulaire du segment I, à partir de $\Delta\theta_m$ et du paramètre à optimiser δ . R_b est la matrice de transformation entre le repère local attaché au segment et le repère global.

3. Nous faisons également l'hypothèse qu'il existe un lien entre la posture de repos (plus ou moins fléchie) et le mouvement de locomotion, comme le montrent certains travaux en

paléontologie (Preuschoft, 2004). Cette posture de repos provient soit de mesures (données anatomiques issues du squelette) soit d'hypothèses provenant de reconstructions fournies par les paléoanthropologues (Berillon et coll., 2005). De manière générale, cette posture peut être considérée pour les paléoanthropologues comme un paramètre qui peut varier pour tester l'influence de différentes postures sur le mouvement généré. Nous avons donc inclus cette tâche secondaire de minimisation d'une distance par rapport à la posture de repos :

$$f_3(\theta_i, \Delta\theta_m, \delta) = \sum_{i=1}^{11} \rho_i \left(\text{proj}_i(\theta + \Delta\theta_m + (I - J^+ J)\delta) - \theta_i^r \right)^2 \quad (4.5)$$

où θ_i^r est le $i^{\text{ème}}$ angle en posture de repos, ρ_i est une pondération telle que $\rho_i = 0$ pour la hanche et le genou en flexion/extension, et $\rho_i = 1$ pour les autres rotations, $\text{proj}_i(v)$ retourne le $i^{\text{ème}}$ élément de v . Le fait de définir une contrainte nulle sur les angles de flexion/extension a pour effet de laisser libre les valeurs obtenues pour ces angles. Les autres angles articulaires (rotation interne/externe et abduction /adduction) restent à la valeur définie par la posture de repos.

La fonction de coût à minimiser est une combinaison linéaire des précédentes contraintes f_1 , f_2 et f_3 :

$$\begin{aligned} f &= \beta_1 f_1 + \beta_2 f_2 + \beta_3 f_3 \\ &= \beta_1 \left[\sum_{i=1}^{11} \left(e^{\varphi(\alpha_i - b \sup, i)} \right) + \left(e^{\varphi(b \inf, i - \alpha_i)} \right) \right] + \beta_2 \left[\sum_{i=1}^5 \frac{1}{2} R_i I_i R_i^T (\omega_i(\Delta\theta, \delta))^2 \right] + \beta_3 [\text{dist}(\theta, \theta_{ref})] \end{aligned} \quad (4.6)$$

avec $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \in \mathbb{R}_*^+$ les poids associés à chaque contrainte, dist est une fonction qui retourne la distance entre deux postures. Comme chacune de ces fonctions est positive, la somme est elle aussi positive.

De façon à rechercher le δ minimisant la fonction de coût, nous avons évité les méthodes à base de gradients car elles impliquent des dérivations sujettes à des minima locaux plus nombreux. Nous avons opté pour une méthode de recherche multidirectionnelle (Multi-Directional Search, MDS) introduite par Torczon (1989). Ce choix est lié au fait que la recherche (incluant expansion et contraction) s'effectue dans toutes les directions au cours des itérations contrairement à d'autres méthodes, comme le simplexe ou la descente de gradient. La solution de départ est alors comparée à tous ses voisins dans la limite du pas déterminé au

préalable. L'optimisation est donc théoriquement plus rapide et moins sensible aux minima locaux, et elle permet de résoudre des fonctions complexes comme celle utilisée dans cette étude.

A partir d'une valeur initiale (la posture au pas de temps précédent), la méthode MDS évalue parmi un ensemble de voisins la fonction de coût f . Les voisins sont sélectionnés grâce à un simplex Δ qui est lié à tous les axes principaux de l'espace de recherche :

$$\Delta_j = \{\forall i, \delta_j + \beta \cdot unit(i)\} \quad (4.7)$$

Où δ_j est la solution à l'état courant, β est la taille du simplex et $unit(i)$ est un vecteur nul excepté pour le $i^{\text{ème}}$ élément (égal à 1). Δ_j est un groupe de candidats qui peut être évalué par la fonction de coût. De façon à couvrir un plus grand espace de recherche, 2 opérateurs sont utilisés : un facteur de contraction (x0.5 dans notre application), et un opérateur d'expansion (x2 dans notre application). Ces deux opérateurs modifient la taille du simplex en le mettant à l'échelle par les facteurs respectivement inférieurs à 1 ou supérieur à 1. Parmi toutes les solutions résultantes, le système sélectionne celle qui minimise la fonction de coût. Ce candidat devient alors la nouvelle solution courante δ_{j+1} . Ce procédé est réitéré jusqu'à ce qu'une solution stable soit obtenue ou jusqu'à ce que la fonction de coût soit inférieure à un seuil ε fixé à 10^{-4} dans notre application.

2.1.3 Expérimentations

Nous avons expérimenté notre approche sur un grand nombre de sujets humains et comparé les résultats à des données expérimentales capturées sur les mêmes sujets. Comme le rappelle la Figure 4.1, le but est ici de tester et valider notre approche. Dans un premier temps, ces expérimentations permettent de fournir les trajectoires des deux chevilles $C_d(t)$ (droite) et $C_g(t)$ (gauche), exprimées dans le repère lié au milieu des 2 hanches (racine du système). Dans un second temps, elles permettent de tester et d'ajuster les hypothèses proposées dans ce travail.

Pour ce faire, dix sujets composaient notre population. Les mesures cinématiques ont été effectuées à l'aide d'un système Vicon[®] 370 (Oxford Metrics) composé de 7 caméras infrarouges de fréquence d'échantillonnage $F_e=60\text{Hz}$. 20 marqueurs étaient placés sur des repères anatomiques (cf. Figure 4.3 et Tableau 4.2).

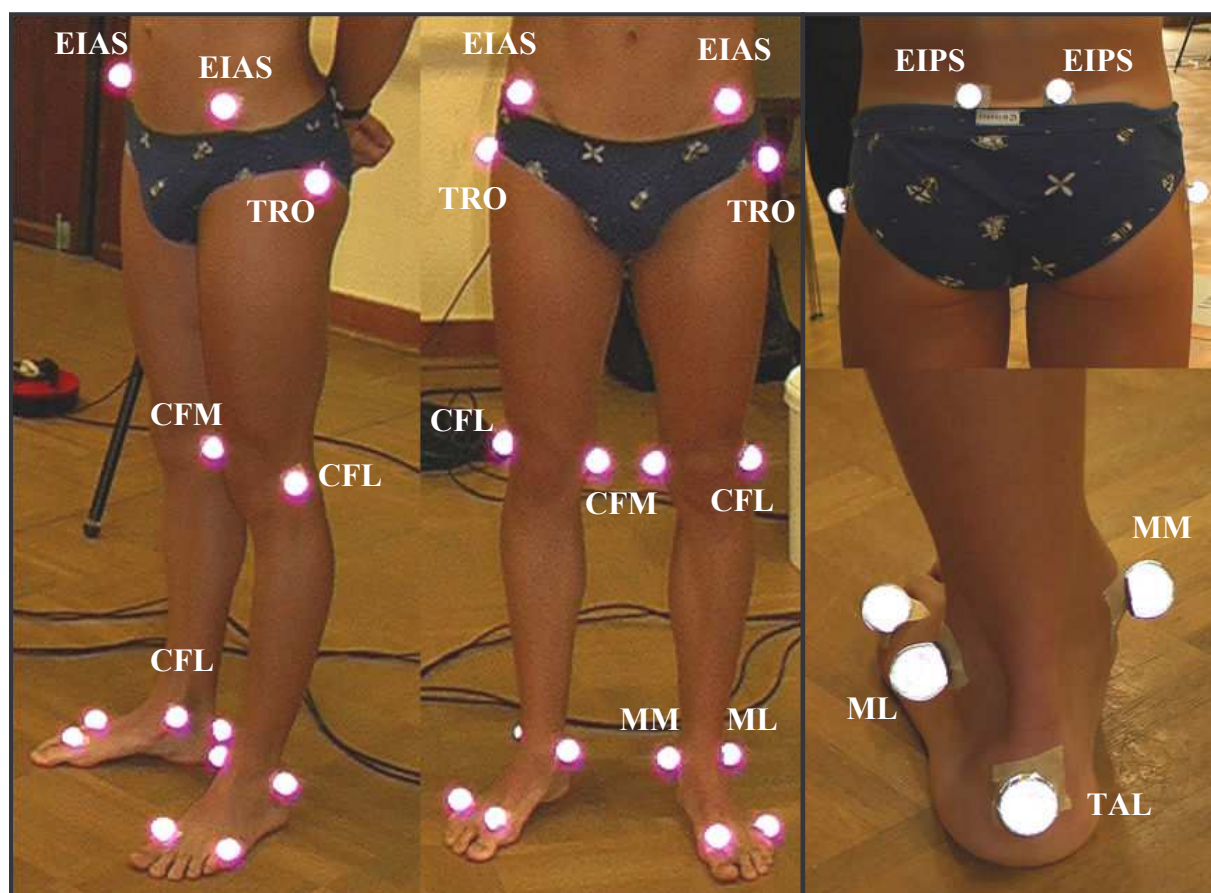


Figure 4.3: placement des marqueurs sur les membres inférieurs (voir détail des abréviations à la Figure 4.4).

Le placement des marqueurs retenu est réalisé en collaboration avec les paléontologues de manière à assurer une précision accrue et une meilleure reproductibilité intra et interindividuelle de la procédure. Le détail du placement des marqueurs suit les conventions indiquées dans le Tableau 4.2. Certains points, en rouge sur la Figure 4.4 (partie de droite) sont obtenus par calculs.

Tableau 4.2: Détail du placement des marqueurs sur le corps humain.

Abréviation	Points anatomiques	Nomenclature	Obtenu par	Positionnement
	Centre du bassin : Origine	O	Calcul	Milieu des 2 épines iliaques antero supérieures
ELAS	Épine iliaque antéro-supérieure	Pelv4	Palpation	Situé antérieurement à l'extrémité de la crête iliaque : Point le plus antérieur de l'épine
EIPS	Épine iliaque postéro-supérieure	Pelv5	Palpation	Située postérieurement à l'extrémité de la crête iliaque, de part et d'autre de l'épine dorsale, à la jonction entre le rachis lombaire et le sacrum
	Centre de la hanche	Pelv3=Fem1	Par extrapolation (en statique)	Calcul par méthode fonctionnelle
CFM	Épicondyle fémoral médial (interne)	Fem9	Palpation	Petit renflement, situé au milieu sur la face interne et dans la partie supérieure (proximale) du genou, au dessus de l'espace articulaire
CFL	Épicondyle fémoral latéral (externe)	Fem10	Palpation	Petit renflement, situé au milieu sur la face externe et dans la partie supérieure (proximale) du genou, au dessus de la tête de la fibula (péroné, situé postérieurement) et de l'espace articulaire
	Centre du genou	Fem6	Calcul	Milieu de Fem9 - Fem10
	Épicondyle tibial médial (interne)	Tib5	Pointé en statique puis calculé géométriquement	Petit renflement, situé au milieu sur la face interne et dans la partie inférieure (distale) du genou, au dessous de l'espace articulaire
	Épicondyle tibial latéral (externe)	Tib6	Pointé en statique puis calculé géométriquement	Petit renflement, situé au milieu sur la face externe et dans la partie inférieure (distale) du genou, en avant de la tête de la fibula (péroné, situé postérieurement) et en dessous de l'espace articulaire
	Centre du plateau tibial	Tib1	Calcul	Milieu de Tib5 - Tib6
MM	Malléole médiale(interne)	Tib7	Palpation	Situé à la base et au dessous du point le plus interne de la malléole médiale (interne), dans le prolongement de l'axe de la jambe
ML	Malléole latérale(externe)	Tib8	Palpation	Situé à la base et au dessous du point le plus externe de la malléole latérale (externe), dans le prolongement de l'axe de la jambe
	Centre de la cheville	Tal1	Calcul	Milieu de Tib7 – Tib8
TAL	Talon	Pie1	Palpation	Point le plus postérieur du talon, situé au niveau de la zone d'insertion du tendon d'Achille et dans son prolongement (visible en vue postérieure)
	Base du gros orteil (I)	Pie2	Palpation	Point le plus dorsal de la base du gros orteil
	Base du petit orteil (V)	Pie3	Palpation	Point le plus dorsal de la base du petit orteil
TRO	Grand trochanter	Tro	Pointé en statique puis calculé géométriquement	Point le plus latéral (externe) et proximal de la cuisse, situé au milieu de la face latérale de la cuisse, au niveau de la hanche

Cette représentation suit les recommandations de l'ISB (Wu et coll., 2002 ; Baker, 2003) pour une meilleure correspondance entre marqueurs externes et repères ostéologiques (Figure 4.4).

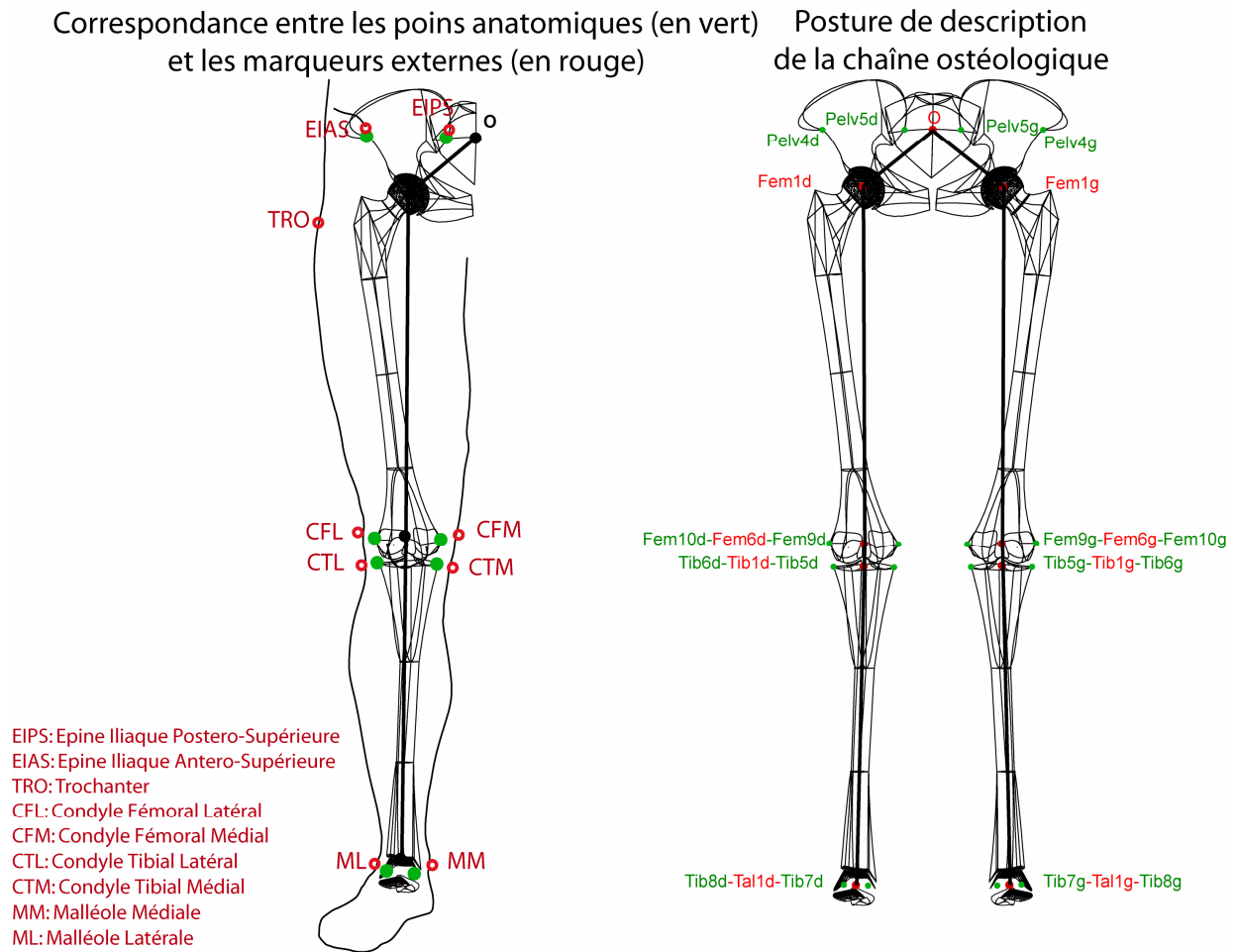


Figure 4.4: Points anatomiques retenus sur le modèle ostéologique et positionnement des marqueurs externes équivalents.

Après avoir signé une lettre de consentement de participation à l'étude, dix sujets ne présentant aucune pathologie pouvant interférer avec le mouvement de locomotion ont participé à cette étude (cf. Tableau 4.3). Chaque sujet avait pour consigne de marcher en ligne droite à sa vitesse naturelle de confort.

Sujets	Age (ans)	Sexe (H/F)	Taille (m)	Masse (Kg)	Vitesse de marche (m.s ⁻¹)
1	31	H	1.75	62	1.29
2	26	F	1.65	52	0.95
3	25	F	1.65	55	1.33
4	30	F	1.67	56	0.77
5	24	F	1.79	56	1.05
6	32	H	1.76	68	1.32
7	24	H	1.86	73	1.42
8	26	H	1.82	75	1.04
9	21	F	1.74	56	1.23
10	24	H	1.73	64	1.24
Moyenne	26	/	1,74	61,7	1,16
Ecart-type	4	/	0,07	8,1	0,20

Tableau 4.3: Caractéristiques des dix sujets participant aux expérimentations (H= Homme, F= Femme).

Les sujets procèdent dans un premier temps à une phase de calibrage consistant à effectuer de larges mouvements impliquant l'ensemble des articulations majeures du squelette. Cette phase permet de reconstruire le squelette numérique de chaque sujet et de retrouver les centres articulaires selon la méthode fonctionnelle des sphères inspirée de celle utilisée dans la littérature (Boulic et coll., 1998 ; Wang et coll., 1998; Fua et coll., 2000 ; Herda et coll., 2001 ; Durocher, 2005). En ce sens, nous suivons les recommandations de l'ISB (International Society of Biomechanics) concernant la définition du centre articulaire de la hanche par une méthode fonctionnelle (Wu et coll., 2002).

Dans ce cas, le centre articulaire de la hanche est défini comme le centre d'une sphère dans un repère lié au bassin. Pour déterminer ce centre articulaire, plusieurs étapes sont nécessaires (cf. Figure). La première étape consiste à créer un référentiel dont l'origine (O) sera le centre des deux marqueurs placés sur les épines iliaques antéro-supérieures.

Ce référentiel possède un axe x reliant le milieu des épines iliaques postéro-supérieures à l'origine du référentiel. L'axe y se définit comme l'axe passant par les deux épines iliaques antéro-supérieures (EIASd et EIASg). L'axe Z est le résultat du produit vectoriel :

$$\vec{z} = \vec{x} \wedge \vec{y} \quad (4.8)$$

Afin de former un référentiel orthogonal, l'axe x est alors recalculé.

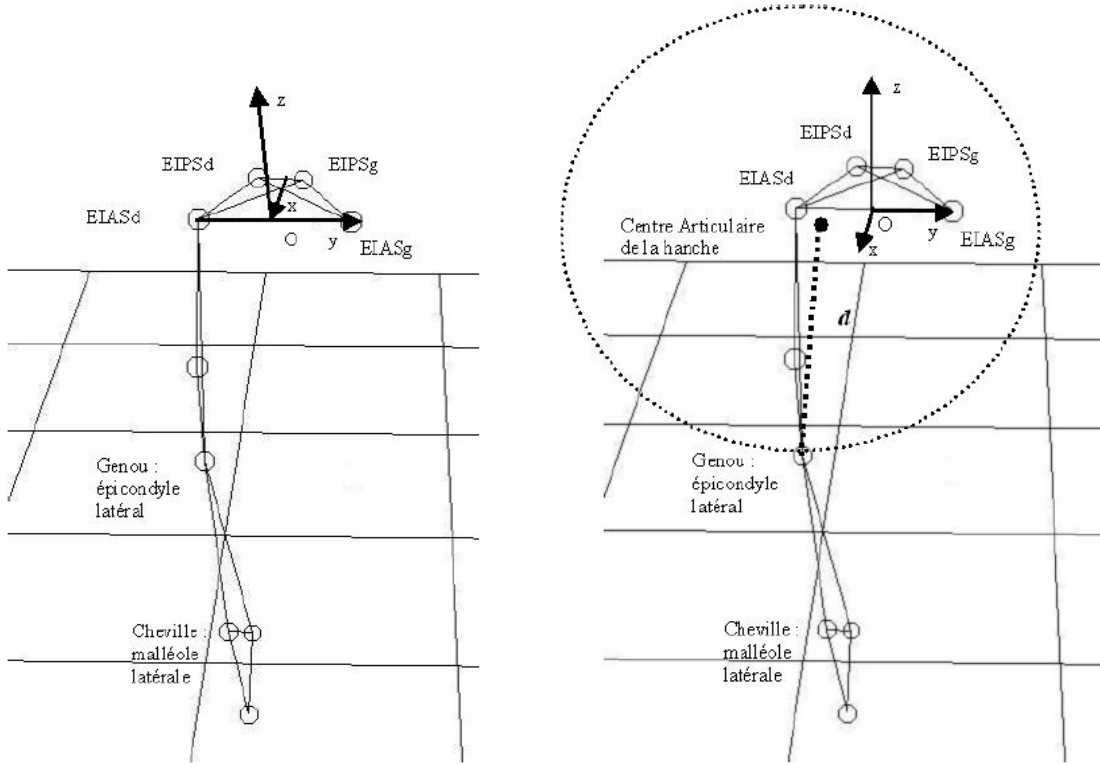


Figure 4.5: Schémas du procédé permettant de déterminer le centre articulaire de la hanche (Durocher, 2005).

Dans ce référentiel, nous calculons les coordonnées du genou, en appliquant à la trajectoire du marqueur du genou la matrice de transformation nécessaire. La méthode sélectionnée pour déterminer les centres articulaires à partir de marqueurs externes repose sur le principe de distance fixe entre un marqueur et le centre articulaire adjacent. Nous effectuons donc une optimisation en utilisant la méthode MDS (Torczon, 1989). La fonction à minimiser est alors :

$$f(\{x\}) = \sum_{i=1}^n \left[(x_G - x_C)^2 + (y_G - y_C)^2 + (z_G - z_C)^2 - d^2 \right]^2 \quad (4.9)$$

où d est la distance inconnue entre le genou et le centre articulaire de la hanche (centre de rotation) et est donc également optimisée, $C(x_c, y_c, z_c)$ est le centre de rotation recherché, $G(x_G, y_G, z_G)$ est le marqueur placé au niveau de l'épicondyle latéral du fémur et l , le nombre d'images sur lequel est effectué l'optimisation.

Le mouvement du genou évolue selon une sphère dont le centre est alors le centre articulaire de la hanche.

Tenant compte des centres articulaires et de la correspondance entre les différents marqueurs externes et les points ostéologiques (cf. Figure 4.4), nous déterminons les squelettes numériques pour chaque sujet. Pour ce faire, nous demandons à chaque individu de

maintenir une posture statique correspondant à celle naturellement adoptée en posture de repos. Chaque individu possède ainsi une posture de repos (ou de référence) qui constitue une entrée pouvant être testée par notre module. Pour chacun des sujets, les paramètres segmentaires et inertiels étaient également pris en compte en utilisant des tables anthropométriques (Zatsiorsky et coll., 1990).

3 Résultats

Dans cette section, nous présentons les résultats de simulation obtenus par le module de cinématique inverse. Dans un premier temps, nous comparons les résultats de trajectoires cartésiennes de cheville, de genou et de hanche aux trajectoires réelles obtenues pour chaque individu. Nous identifions en particulier les pondérations β_i associées à chaque contrainte f_i qui permettent de se rapprocher le plus des valeurs réelles. Puis nous décrivons les trajectoires articulaires fournies par notre module, tout d'abord par rapport aux formes classiquement retrouvées dans la littérature, puis par rapport aux valeurs réelles obtenues pour chaque individu. Enfin, nous présentons les résultats d'animation résultants du modèle.

3.1 Comparaison des poulaines simulées aux poulaines réelles

Dans notre approche, nous avons adopté une méthode de résolution du problème de cinématique inverse par linéarisation locale. D'un point de vue théorique, cette méthode implique que les tâches secondaires ne remettent pas en question la réalisation de la tâche principale (e.g., Klein et Huang, 1983).

Pour vérifier ce résultat fondamental, nous avons mesuré pour chaque individu l'erreur RMS (Root Mean Square) entre la poulaine réelle et simulée par notre module de cinématique inverse. L'erreur RMS est définie selon l'équation suivante :

$$d = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{t=1}^N (X_i(t)_{réel} - X_i(t)_{simul})^2} \quad (4.10)$$

avec $X_i(t)_{réel}$ et $X_i(t)_{simul}$ les trajectoires Cartésiennes des articulations concernées.

Conformément à la théorie, les résultats montrent que la trajectoire (poulaine) imposée est suivie parfaitement pour chaque individu. La Figure 4.5 présente une poulaine projetée suivant les deux plans (sagittal et frontal). L'erreur RMS mesurée entre les poulaines simulées et réelles n'excède jamais 1mm pour l'ensemble des sujets.

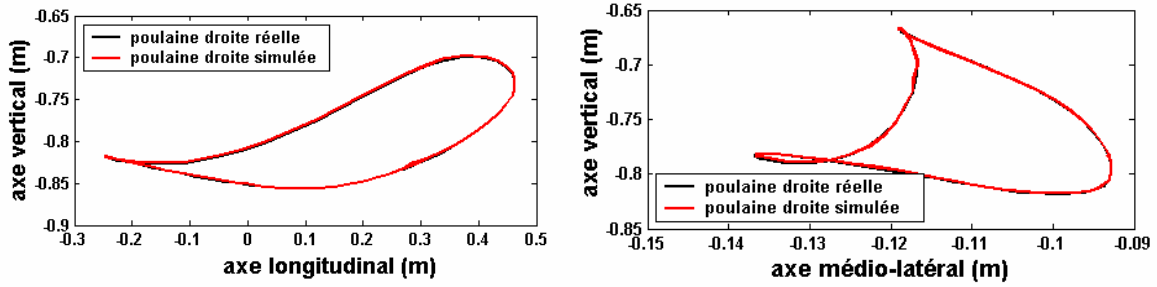


Figure 4.5: Comparaison des poulaines réelles et simulées pour un sujet (sujet 5).

3.2 Evaluation des tâches secondaires

Nous avons pu vérifier que les tâches secondaires ne remettent pas en cause la réalisation de la tâche principale, c'est-à-dire le suivi de la poulaine imposée. Toutefois, les tâches secondaires que nous avons choisies influencent les trajectoires Cartésiennes des autres articulations (genou et hanche). Il est donc important de vérifier dans quelle mesure ces tâches secondaires impactent les résultats. Cette étape fondamentale doit nous permettre de mieux définir ou ajuster les hypothèses proposées dans ce travail.

En particulier, cette section vise à tester l'influence du poids attribué à chacune des tâches secondaires, sur le mouvement généré. Nous rappelons que nous cherchons à minimiser la fonction suivante :

$$f = \beta_1 f_1 + \beta_2 f_2 + \beta_3 f_3 \quad (4.11)$$

avec β_1 , β_2 , β_3 , les poids attribués respectivement au respect des butées articulaires (f_1), à la minimisation de l'énergie cinétique de rotation (fonction f_2), et au respect de la posture de référence (fonction f_3). La démarche suivie consiste donc à identifier les coefficients β_1 , β_2 , β_3 , en confrontant les trajectoires obtenues localement à chacune des articulations (trajectoires de la hanche et du genou dans le repère attaché au milieu du pelvis) aux trajectoires réelles.

Etant donnée la nature exponentielle de f_1 , nous faisons le choix de lui affecter le coefficient $\beta_1=1$. En effet, cette fonction croît tellement rapidement à l'approche des butées que cela n'aurait aucun sens d'étudier le poids qui lui est attribué. La fonction à minimiser se réduit donc à l'expression : $f=f_1+ \beta_2f_2+ \beta_3f_3$, avec β_2 et β_3 les coefficients à identifier.

Avant d'évaluer l'influence de ces pondérations, nous nous assurons au préalable que f_2 et f_3 retournent des ordres de grandeur similaires. Dans le cas $f = f_1+ f_2+ f_3$, f_2 renvoie en moyenne des valeurs 4 fois plus grande que f_3 . Nous décidons donc d'affecter $\beta_3 = 4$ à f_3 . Par cette mise à l'échelle, nous assurons que chaque contrainte f_2 et f_3 a une influence équivalente dans la fonction de coût f . Il reste donc à évaluer l'effet des pondérations β_3 et β_2 sur les mouvements simulés.

Soit $r = \beta_3/\beta_2$ le rapport des pondérations que nous attribuons aux tâches secondaires f_2 et f_3 . Nous comparons les trajectoires réelles et simulées sur un intervalle suffisamment grand pour noter des tendances notables. Nous avons choisi un intervalle d'évaluation dont les bornes sont $r/20$ et $r*20$:

$$\frac{1}{4} * \frac{1}{20} \leq r \leq \frac{1}{4} * 20 \quad (4.12)$$

Pour chaque coefficient r , nous calculons ensuite pour les articulations du genou et de la hanche la distance euclidienne moyenne notée « d » entre les trajectoires simulées et réelles :

$$d = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{t=1}^N (X_i(t)_{réel} - X_i(t)_{simul})^2} \quad (4.13)$$

Avec $X_i(t)_{réel}$ et $X_i(t)_{simul}$ les trajectoires Cartésiennes des articulations du genou et de la hanche. $X_i(t)_{réel}$ est calculée par cinématique directe. Cette procédure est répétée sur 200 points dans l'intervalle considéré.

La Figure 4.6 représente l'influence du rapport r sur la trajectoire simulée de genou en plan sagittal, pour le sujet 5. Nous remarquons que le choix des rapports influe sur la forme de la trajectoire, et que certaines des trajectoires se rapprochent plus de la trajectoire réelle.

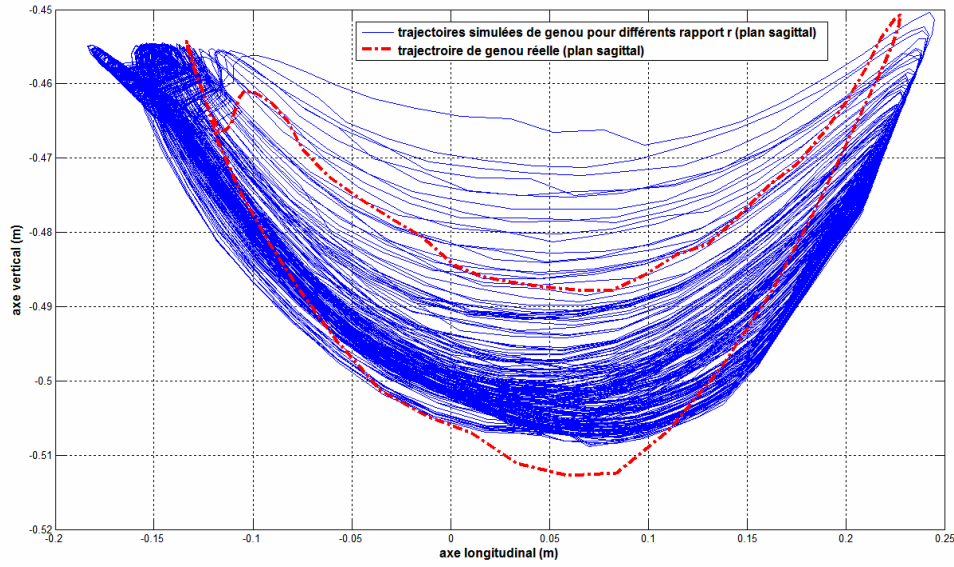


Figure 4.6: Influence du rapport r sur la trajectoire de genou en plan sagittal (sujet 5).

De la même manière, nous pouvons noter une trajectoire de la hanche variable selon les différents rapports r . La Figure 4.7 représente l'influence du rapport r sur la trajectoire simulée de hanche en plan sagittal, pour le sujet 5. On remarque également que les différents rapports r influent sur la forme de la trajectoire simulée.

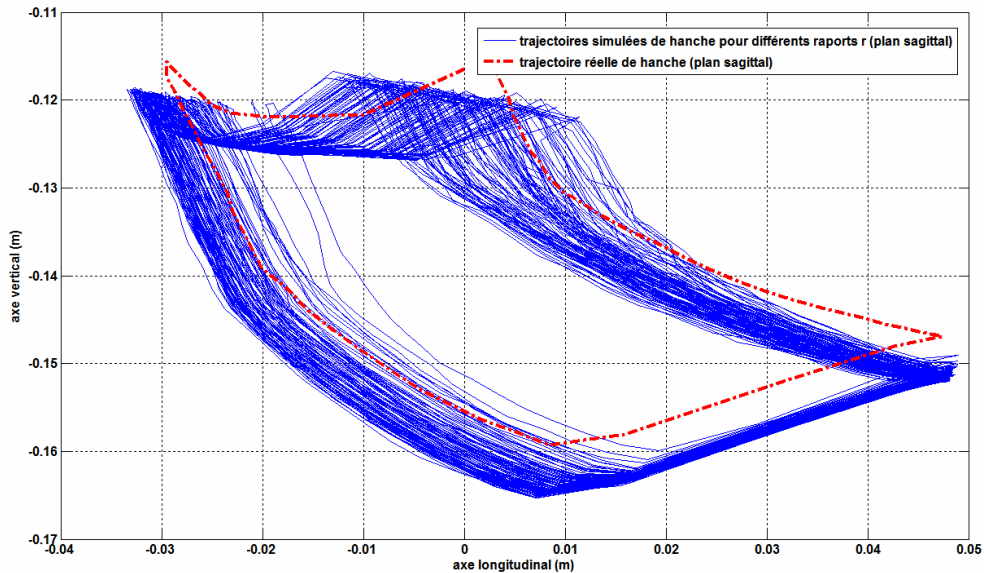


Figure 4.7: Influence du rapport r sur la trajectoire de la hanche en plan sagittal (sujet 5).

On peut donc se demander si certains rapports r engendrent une erreur moindre par rapport aux trajectoires réelles mesurées au genou et à la hanche. La Figure 4.8 représente l'influence du rapport r sur la distance euclidienne entre les trajectoires de genou réelles et

simulées. Nous pouvons remarquer qu'en moyenne, l'erreur mesurée au genou est inférieure à 1cm. La courbe présente une forme parabolique avec un minimum de 4.4mm pour un rapport de l'ordre de $r = 2.1$. Cependant, cette courbe présente aussi un grand nombre de pics qui dénotent certainement la présence de minima locaux (cf. Figure 4.8).

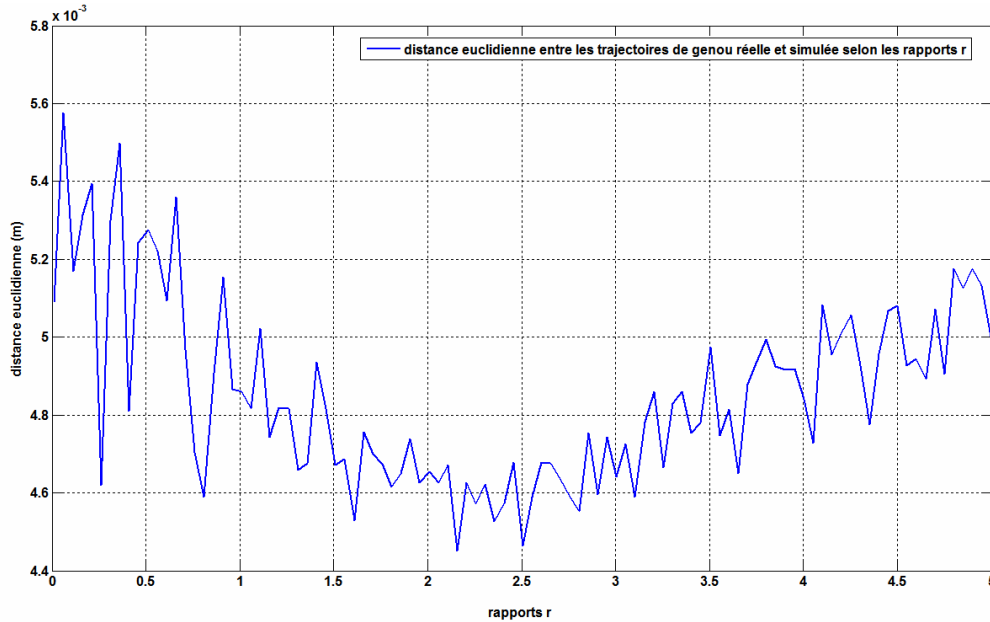


Figure 4.8: Influence du rapport r sur la distance entre les trajectoires de genou réelle et simulée.

De la même manière, l'erreur mesurée à la hanche est supérieure à celle mesurée au genou, mais reste inférieure à 2cm sur l'intervalle considéré. La courbe représentant la distance euclidienne entre les trajectoires réelle et simulée présente une forme de « bol », et diminue à environ 9 mm pour un rapport r proche de 1.7 (cf. Figure 4.9).

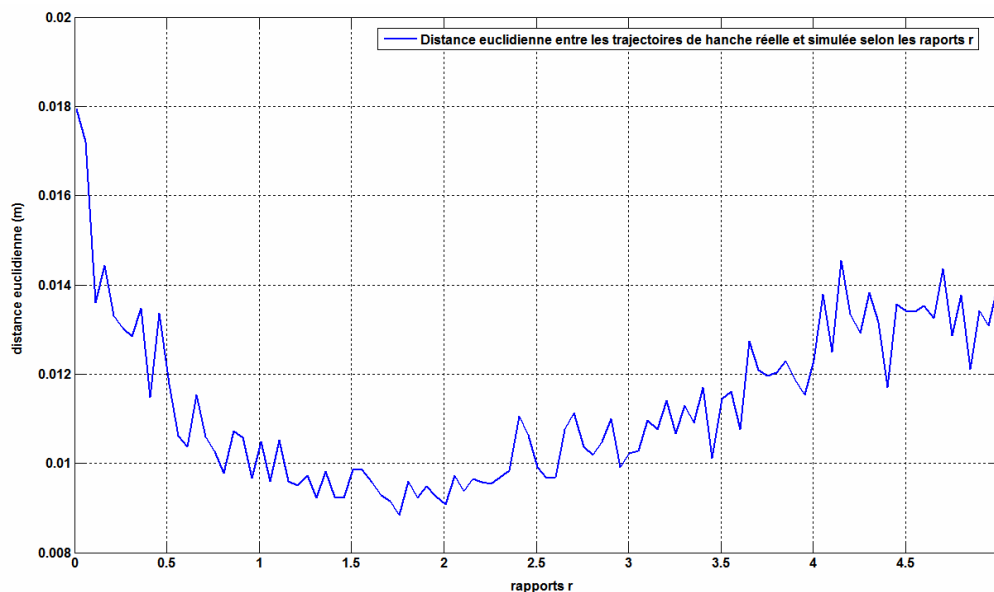


Figure 4.9: Influence du rapport r sur la distance entre les trajectoires de hanche réelle et calculées.

Les plus faibles distances euclidiennes entre les trajectoires simulées et réelles pour chaque individu sont décrites dans le Tableau 4.4. Elles sont mises en rapport avec le gain r pour l'articulation concernée et pour chaque sujet. Les valeurs moyennes indiquent un gain optimal moyen de l'ordre de $r=2.5 \pm 0.4$ au genou, et $r=2.7 \pm 0.5$ concernant la hanche. Ces gains permettent alors d'obtenir des erreurs moyennes faibles de l'ordre de $d= 6.4 \pm 1.1 \cdot 10^{-3}$ m concernant l'articulation du genou et $d= 14.3 \pm 2.5 \cdot 10^{-3}$ m concernant la hanche.

Sujet	Genou		Hanche	
	Distance d (10^{-3} m)	Gain r	Distance d (10^{-3} m)	Gain r
1	6.7	2.4	15.6	2.7
2	5.4	2.0	13.4	2.2
3	6.4	2.7	14.4	3.1
4	5.7	2.2	12.2	2.3
5	4.5	2.1	9	1.7
6	7.3	3.1	15.8	3.3
7	7.1	2.5	15.8	2.3
8	8.3	2.1	18.4	2.8
9	6.5	2.9	15	3.3
10	6.3	3.2	13.8	2.9
Moyenne	6.4	2.5	14.3	2.7
Ecart-type	1.1	0.4	2.5	0.5

Tableau 4.4: Tableau récapitulatif des erreurs entre les trajectoires réelles et simulées pour l'ensemble des sujets.

Ce type de résultat met en évidence une gamme préférentielle de pondérations permettant de minimiser l'erreur par rapport à un mouvement naturel de locomotion humaine (telle que $r=\beta_3/\beta_2$ soit proche de 2.5). Bien entendu, il est impossible d'assurer que cet intervalle reste valable pour d'autres espèces, mais nous souhaitons par la suite tester ce type de pondération sur d'autres populations ou espèces. Dans le reste du chapitre et du manuscrit, nous faisons le choix d'adopter cette gamme de pondération, c'est-à-dire $r=2.5$.

3.3 Forme des trajectoires angulaires générées

Le module de cinématique inverse fournit en sortie un ensemble de trajectoires articulaires pour chaque articulation impliquée dans le mouvement de locomotion. Nous

présentons dans cette section la chaîne de traitement permettant d'animer un personnage dans une scène en 3 dimensions, tout en vérifiant la cohérence des résultats obtenus. Dans un premier temps, nous décrivons le cadre théorique et le mode d'obtention des angles simulés. Dans un second temps, nous comparons les résultats obtenus pour les 10 sujets composant notre population, à ceux précédemment obtenus en biomécanique de la locomotion humaine.

3.3.1 Convention de représentation des angles

Dans notre approche, les angles ont été calculés de sorte que la comparaison avec les données de la littérature soit possible. Nous avons retenu la convention inspirée des travaux de Grood et Suntay (1993). Une première étape consiste à positionner les repères locaux, associés à chaque segment. Dans notre approche, z est aligné entre deux centres de rotation successifs (représentant les mouvements de rotation interne/externe), x et y sont choisis de façon à représenter respectivement les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction. Chacun de ces angles peut être illustré à la Figure 4.10. La partie droite de la Figure 4.10 représente les rotations calculées à la hanche.

Les valeurs présentées dans ce travail cumulent les angles associés à la posture de repos et les angles initiés à partir de la posture de repos.

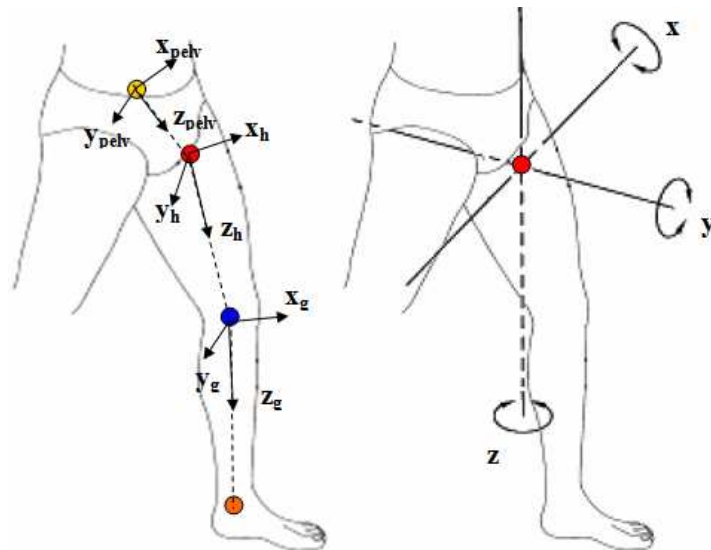


Figure 4.10: convention de représentation des angles lors de la marche.

3.3.2 Description des phases du cycle de marche

La Figure 4.11 décrit l'ensemble des trajectoires articulaires calculées. Pour l'ensemble des sujets, les trajectoires simulées sont cohérentes en comparaison à celles reportées dans la littérature (Winter, 1991). Par exemple, l'inclinaison du pelvis est globalement constante avec une valeur variant entre 0.42 et 0.05 rad. L'obliquité du pelvis est symétrique et se situe entre -0.14 rad et 0.16rad. Cette symétrie est également retrouvée pour l'angle interne/externe au niveau du pelvis (variant entre -0.16 et 0.18rad). Ces résultats montrent que le pelvis n'effectue que peu de rotation durant le mouvement de locomotion bipède.

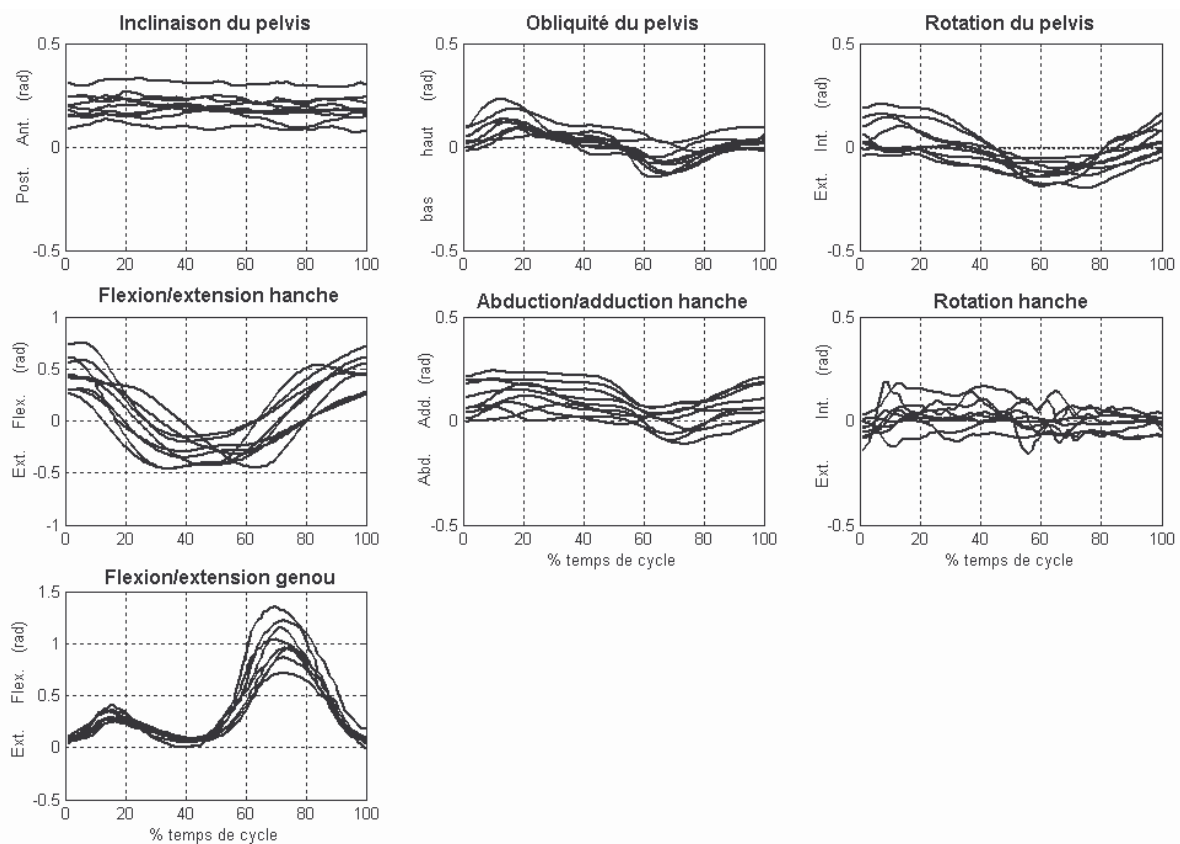


Figure 4.11: Trajectoires angulaires simulées pour un sujet humain, pour le pelvis, la hanche et le genou.

En ce qui concerne l'articulation de la hanche, on observe une phase de flexion (jusqu'à 0.74 rad) et une phase d'extension (minimum à -0.44rad). Les angles d'obliquité et de rotations interne/externe sont les plus faibles, et varient entre 0.2 et -0.2 rad approximativement. Ceci signifie que le mouvement est majoritairement effectué dans le plan sagittal. Enfin, on peut reconnaître la forme caractéristique de l'angle de flexion au genou : la première phase correspond à la période de contact du pied au sol (jusqu'à 75% du cycle total

de marche), et une seconde phase correspondant à la phase d'oscillation de la jambe en phase aérienne (jusqu'à la fin du cycle). La flexion maximum est ici de 1.3 rad, tandis que l'extension est de l'ordre de -0.02 rad.

3.3.3 Comparaison aux trajectoires angulaires réelles

De manière à évaluer la validité de notre approche, nous avons évalué l'erreur RMS qui évalue la différence entre les angles mesurés et simulés selon l'équation suivante :

$$e_{RMS} = \frac{1}{T} \sqrt{\sum_{t=1}^N (\theta_i(t)_{réel} - \theta_i(t)_{simul})^2} \quad (4.14)$$

Pour l'ensemble des articulations, les angles simulés restent proches de ceux mesurés, avec des erreurs RMS toujours inférieures à 0.04 rad. Ces erreurs représentent une valeur relative variant entre 1.7% de l'amplitude de mouvement réalisée par le genou en flexion extension, ou 9.7% pour l'abduction/ adduction de la hanche.

	Pelvis			Hanche gauche			Hanche droite			Genou gauche	Genou droit
Angles	inclinaison	obliquité	rot int/ext	flex/ext	abd/add	rot int/ext	flex/ext	abd/add	rot int/ext	flex/ext	flex/ext
Amplitude des mouvements (max/min)	0.42/0.05	0.16/-0.14	0.18/-0.16	0.74/-0.44	0.23/-0.11	0.19/-0.18	0.77/-0.43	0.2/-0.13	0.2/-0.19	1.3/-0.02	1.27/-0.04
Erreurs moyennes RMS $\pm$ SD (rad)	0.03 $\pm$ 0.01	0.02 $\pm$ 0.01	0.02 $\pm$ 0.01	0.05 $\pm$ 0.02	0.03 $\pm$ 0.01	0.03 $\pm$ 0.01	0.04 $\pm$ 0.01	0.03 $\pm$ 0.01	0.03 $\pm$ 0.01	0.02 $\pm$ 0.01	0.02 $\pm$ 0.01
% erreur = $\text{RMS}_{\text{moy}} / (\text{max} - \text{min})$	7.8%	6.7%	6.8%	4.1%	9.7%	8.1%	3.7%	9.7%	7.4%	1.8%	1.7%

Tableau 4.5: Erreurs RMS moyennes ($\pm$ écart-type) entre les trajectoires angulaires mesurées et simulées pour l'ensemble des sujets humains.

La Figure 4.12 compare les angles réels aux angles simulés pour le sujet 5. Nous observons que les trajectoires simulées sont très proches des valeurs réelles obtenues chez ce sujet.

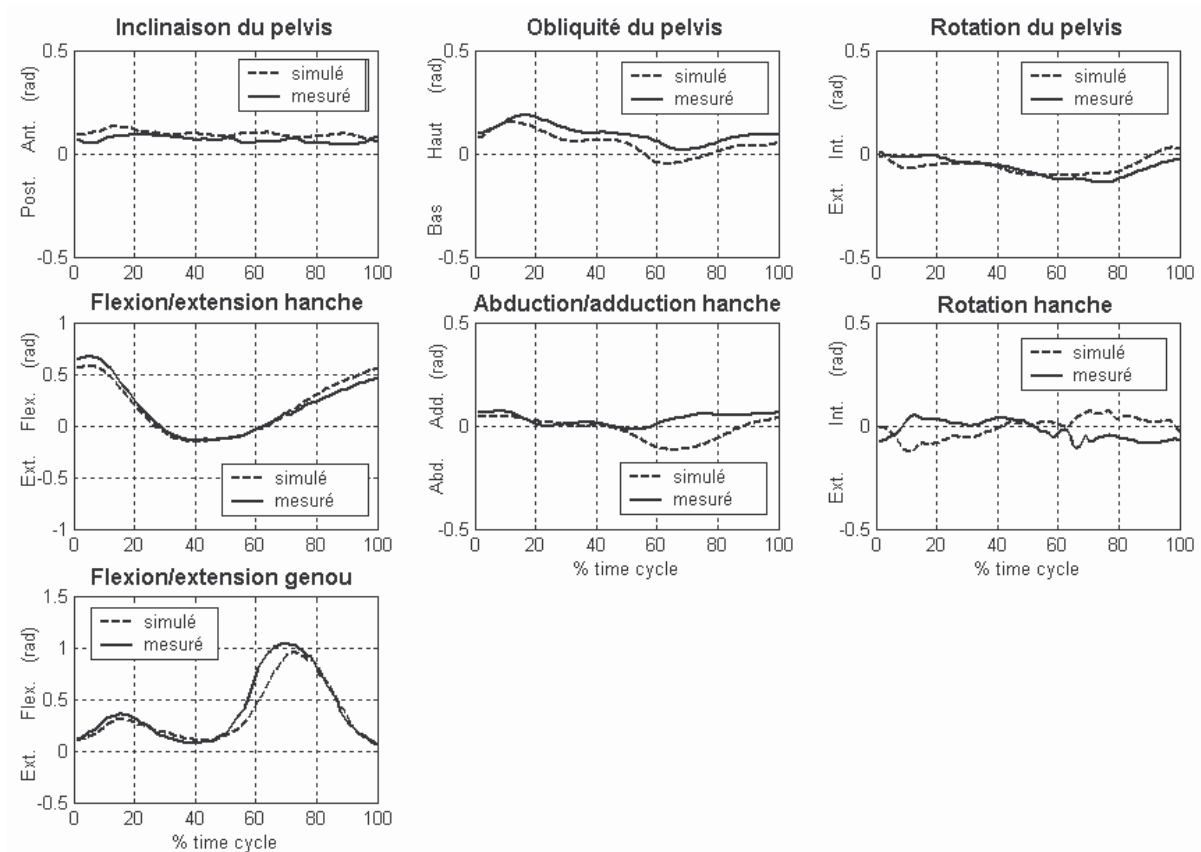


Figure 4.12: Comparaison des angles réels aux angles calculés.

3.3.4 Visualisation du mouvement calculé

Le module de cinématique inverse fournit les trajectoires articulaires en fonction d'une « poulaine » pour une chaîne cinématique donnée. En plus de tracer et comparer les courbes angulaires résultantes, il nous est apparu essentiel de visualiser le mouvement produit.

Nous avons choisi d'utiliser le langage VRML 2.0¹ pour décrire notre scène 3D en images de synthèse. Le principe de ce langage structuré est de décrire une hiérarchie d'objets 3D primitifs ou complexes. En plus de cette hiérarchie, il est possible d'associer des comportements tels que changements de position, d'orientation, de taille et de couleur. Dans

¹ Pour plus d'informations sur VRML 2.0, le lecteur est invité à consulter le site Internet : <http://www.vrml.org>

ce projet, nous avons défini une structure hiérarchique directement compatible avec la représentation mathématique de la chaîne cinématique. Les objets géométriques sont générés à partir du logiciel C4W qui a permis de réarticuler les squelettes. La description, en mode texte, de la scène correspondante est entrée via un éditeur de texte classique puis interprété par un logiciel dédié (Cosmoplayer 2.1 de la société CosmoSoftware). L'ensemble de ces étapes est décrit à la Figure 4.13.

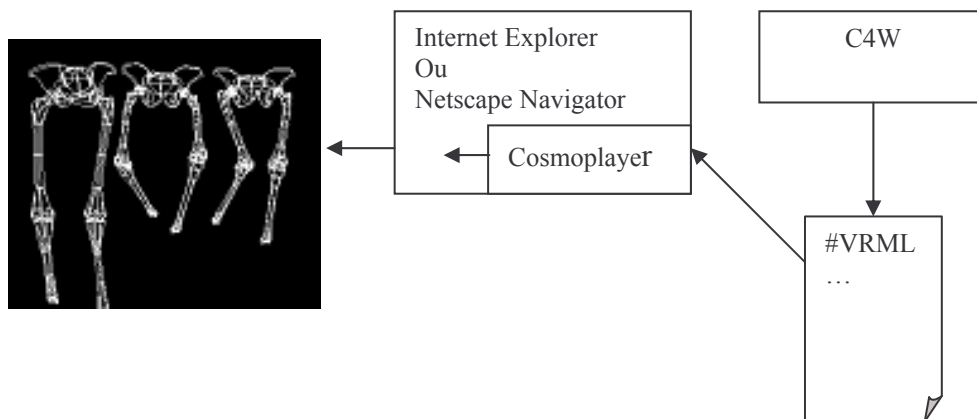


Figure 4.13: Résumé des principales étapes jusqu'à l'animation sous VRML.

Ce type de sortie permet de visualiser les trajectoires articulaires puisqu'une erreur non-significative statistiquement sur des trajectoires articulaires peut visuellement provoquer des mouvements irréalistes. La visualisation 3D participe donc à la validation de nos résultats. Il s'agit entre autre de s'assurer que, le mouvement calculé est réalisable du point de vue anatomique au niveau de chaque articulation, et qu'il correspond dans son ensemble, à un déplacement connu chez les individus actuels vivants. La Figure 4.14 présente quelques impressions d'écran pour les différentes phases d'une marche humaine simulée par notre méthode.



Figure 4.14: Animation des différentes phases de la marche chez un homme moderne (VRML 2.0).

4 Discussion

Le but de cette étude est de développer un modèle de prédiction de la locomotion bipède, en la considérant comme une succession de postures. Cette méthode de cinématique inverse implique un espace de recherche de dimension 5, étant donné que le squelette comporte 11 degrés de liberté et que les trajectoires des pieds sont imposées (soit 6 contraintes). De plus, elle tient compte de plusieurs critères incluant la minimisation de l'énergie cinétique de rotation, le respect des butées articulaires et d'une posture de référence.

Nous avons pu évaluer cette méthode en comparant nos résultats aux données acquises *in vivo* à partir de captures de mouvements. Néanmoins, la locomotion est le résultat de phénomènes variés et couplés, impliquant par exemple des paramètres géométriques, mécaniques, physiologiques, ou sociologiques. Dans ce modèle, nous avons considéré des paramètres principalement géométriques et énergétiques : structure du squelette, butées articulaires, confort et minimisation de l'énergie cinétique de rotation. Malgré cela, nos résultats montrent des trajectoires proches de celles mesurées chez des individus modernes (distance euclidienne entre les trajectoires simulées et réelles inférieures à 2cm, représentant des erreurs de 1.7% à 9.7% des amplitudes de mouvements aux articulations).

Pour la validation, le squelette numérique a été obtenu à partir de la position des marqueurs réfléchissants positionnés sur la peau de plusieurs sujets. Les calculs effectués pour estimer le centre de rotation et la structure du squelette sont donc sujets à des imprécisions liées au système d'acquisition (erreur inférieure à 1mm dans nos expérimentations), au glissement de la peau, au placement des marqueurs, et à l'hypothèse de solides rigides. Les trajectoires des chevilles (exprimées dans le repère placé au milieu des deux hanches) peuvent donc être perturbées par ces imprécisions. Néanmoins, les erreurs RMS entre les angles réels et simulés restent faibles : inférieures à 0.05 rad et en accord avec de récents travaux (Decker et coll., 2007).

Nos résultats montrent que nous reproduisons plutôt bien un mouvement naturel malgré l'espace important de solutions possibles, de dimension 5. Les faibles différences évaluées entre le mouvement réel et simulé dénotent donc d'un choix judicieux des paramètres de la tâche secondaire. Ceci tendrait, en effet, à démontrer que les butées articulaires choisies, ainsi que la minimisation de l'énergie cinétique de rotation et le respect de la posture de référence reproduisent un comportement réaliste, proche de celui observé chez les sujets réels. Toutefois, si les erreurs que nous avons calculées entre les mouvements réel et simulé restent

globalement faibles, notre méthode ne permet pas d'empêcher des différences locales, à certains instants du cycle de marche. Par exemple, nous pouvons parfois constater, dans le mouvement généré, une discontinuité dans les rotations du bassin. Ceci provient de la minimisation locale de la fonction de coût qui ne permet pas d'anticiper la rotation de bassin nécessaire pour atteindre les positions extrêmes de chevilles imposées par la poulaine. Pour pallier cet inconvénient, il faudrait mettre en œuvre une méthode de minimisation globale. Toutefois, les résultats obtenus avec notre méthode sont suffisants pour pouvoir être utilisés dans une approche globale de simulation de locomotion à partir de données ostéologiques.

Dans ce travail, nous avons retenu la minimisation de 3 critères en tâches secondaires mais d'autres critères pourraient être testés de manière à améliorer encore nos résultats. Même si l'énergie cinétique de rotation est fortement liée la gesticulation du sujet (Williams, 1985 ; Mansour et coll., 1982), d'autres critères pourraient refléter de manière plus précise l'énergie métabolique dépensée. A ce sujet, plusieurs recherches en biomécanique ont montré que le travail des forces internes calculé de manière indirecte, impliquant des échanges d'énergie dans et entre les segments corporels, peut être corrélé à la dépense d'énergie métabolique (Burdett et coll., 1983 ; Minetti et coll., 1995). Inclure ce critère en tant que tâche secondaire à minimiser et évaluer son influence sur le mouvement généré peut donc constituer une voie intéressante à explorer. Nous pourrions aussi envisager de tester d'autres hypothèses provenant des neurosciences, comme la loi de minimum secousse (Flash et Hogan, 1985) ou s'assurer que le mouvement obtenu est cyclique.

Enfin, nous avons choisi de minimiser simultanément plusieurs tâches secondaires, ce qui engendre la réalisation d'un compromis. Par conséquent, si deux tâches secondaires tendent vers des solutions opposées, aucune n'est vérifiée strictement. Cependant, dans le cas de fonctions à minimiser (comme l'énergie), il n'est pas possible d'utiliser les méthodes de cinématique inverse par gestion de priorités de tâches secondaires (Baerlocher et Boulic, 2004). Ceci pose donc le problème du choix des pondérations à appliquer à chaque contrainte. Ainsi, nous montrons que la minimisation d'énergie joue un rôle important dans le calcul du mouvement, mais qu'elle ne permet pas à elle seule de retrouver des mouvements naturels (Ren et coll., 2006). En particulier, il semble que, pour la majorité des individus composant notre population, les meilleurs résultats puissent être attribués à la pondération $r = 2.5$ (2.5 fois plus d'importance attribuée au respect de la posture de référence qu'à la minimisation de l'énergie cinétique de rotation). Si on trace l'évolution de l'erreur entre les trajectoires simulée et réelle, en fonction des pondérations choisies, il apparaît des minima locaux. Il pourrait donc, à l'avenir, être nécessaire de tester des méthodes d'optimisation (globale par

exemple) moins sensibles à ces minima locaux. Malgré ces améliorations à apporter, nous avons pu identifier une gamme préférentielle de gains, que nous conservons pour la suite du document.

Actuellement, le modèle de squelette ne comporte ni pied ni haut du corps. Il nous semble donc important, à l'avenir, de modéliser finement ces autres parties du corps. En effet, elles jouent un rôle prédominant dans la locomotion et sur l'équilibre (Lovejoy, 2005). Le fait de modéliser le haut du corps comme un seul solide rigide est donc limitant dans cette approche. Il serait donc nécessaire d'améliorer la technique en incluant le mouvement du haut du corps. Cependant, en utilisant la cinématique inverse, il faudrait imposer le trajet des mains dans le repère du bassin en plus de celui des chevilles. D'un côté, les pieds peuvent être contraints par les contacts au sol et peuvent donc être susceptibles de guider la locomotion. D'un autre côté, les mains ne sont liées à aucun contact et peuvent donc bouger plus librement. Un travail spécifique doit donc être mené sur le haut du corps pour proposer une technique adaptée à notre problématique. Une piste serait de modéliser le haut du corps comme un système mécanique dont le rôle est l'équilibration du corps (Vukobratović et Branislav, 2004).

Les trajectoires des chevilles comprennent de manière intrinsèque les informations initiales des mouvements des pieds. Par exemple, en phase d'appui, le mouvement de la cheville est principalement lié aux déplacements relatifs du pied par rapport au sol : une extension de cheville fait monter le marqueur placé sur la malléole alors qu'une flexion le fait descendre. Ceci implique que, lors des simulations de marche, nous supposons que les rotations des chevilles sont conformes à celles qui ont été capturées. Evidemment, si le mouvement du reste du corps change, les appuis en sont affectés. Les rotations de cheville sont donc obligatoirement différentes. A l'avenir, il serait donc important d'introduire les pieds dans la simulation. Le problème provient du fait que les contacts avec l'environnement ne se font pas uniquement en un seul point. En simulation, le problème des pieds est généralement traité à part (Boulic et coll., 1990). En effet, il est couramment admis qu'au moment du contact, la base du talon doit être contrainte à toucher le sol alors qu'au moment du décollage, c'est le bol du pied qui décolle en dernier. Le problème est alors résolu séparément de la cinématique inverse, de manière géométrique : en positionnant les points requis (base du talon ou bol du pied) sur le sol. Cependant, ce type d'approche aurait des limitations dans le cadre de notre application. En effet, utiliser cette technique revient à appliquer des connaissances supplémentaires sur au moins un point du pied. Or, nous souhaitons obtenir ces connaissances par simulation, sans devoir les imposer. Par la suite, il

faudra donc définir une méthode incluant le pied sans pour autant multiplier les connaissances nécessaires *a priori*.

Du point de vue anatomique, dans notre modèle, les articulations sont considérées comme parfaites (liaisons pivot ou rotule), alors qu'elles sont plus complexes dans la réalité. Pour parvenir à modéliser plus finement ces articulations, il serait nécessaire de disposer de données topologiques plus précises ainsi que des représentations fonctionnelles des articulations comme une combinaison élémentaire de rotations et de translations. Cette première étape permet toutefois de démontrer la faisabilité de l'approche et ouvre donc un grand nombre de perspectives. Il peut aider les paléontologues à proposer des mouvements de locomotion probable pour des espèces disparues, à partir d'ossements numérisés. Il est possible, à partir d'une telle méthode, de tester plusieurs hypothèses, telles que des reconstructions numériques différentes, en position érigée ou fléchie, par exemple.

Cette approche peut aussi être étendue à d'autres applications. Nous avons pu, par exemple, adapter notre outil à la simulation de la marche des hémiplegiques (Fusco et coll., 2006). En animation par ordinateur, l'adaptation du mouvement au squelette est aussi un problème clé. Notre outil a été utilisé par des chercheurs de l'équipe-projet Bunraku – INRIA Rennes, Bretagne-Atlantique, pour générer la locomotion adaptée à divers bipèdes en fonction de critères anatomiques. Pour ce faire, nous avons fait communiquer notre module de cinématique inverse avec un module complémentaire basé sur une méthode d'interpolation de mouvements dans une base de données (Pronost et coll., 2003). Cette collaboration a fait l'objet de travaux valorisés essentiellement dans le domaine de l'animation (Pronost et coll., 2005, 2006).

Après avoir validé notre approche sur l'homme, nous souhaiterions l'étendre aux primates non humains de manière à affiner le choix de nos critères. Nous sommes actuellement en cours de propositions de protocoles expérimentaux sur différentes espèces de primates. Nous souhaiterons, en effet, disposer de mesures expérimentales (trajectoires de chevilles, trajectoires angulaires...) de manière à les appliquer à notre modèle et à l'affiner. Ces données nous permettraient d'adapter notre méthode de simulation si les résultats sont éloignés des mesures. Pour utiliser notre méthode sur des espèces fossiles, évidemment, nous ne pouvons pas disposer de données expérimentales. Nous supposons alors que si l'approche prédit relativement bien la locomotion de divers bipèdes vivants, elle devrait raisonnablement s'appliquer à des espèces éteintes. Cependant, le choix de la trajectoire de cheville est problématique, ce qui fait l'objet du chapitre suivant.

Chapitre 5

Calcul de la trajectoire des pieds et simulation de la locomotion bipède

« Nous étions préparés à tout admettre, sauf d'avoir débuté par les pieds »

- André Leroi-Gourhan, Le geste et la parole (1964) -

1 Introduction

Comme le rappelle la figure 3.1, cette thèse propose une architecture globale visant à calculer des mouvements de locomotion plausibles à partir de données ostéologiques. Dans cette philosophie, l'étude précédente avait pour objectif de proposer et valider une méthode capable de prédire des trajectoires articulaires si on fournit une trajectoire de pieds réelle.

Dans ce chapitre, nous décrivons la méthode utilisée pour proposer des poulaines à tester au module de cinématique inverse décrit précédemment. Cette trajectoire doit passer par des empreintes que nous souhaitons imposer. En effet, ces empreintes fournissent des informations pertinentes sur les espaces entre les pieds et leur orientation, et peuvent permettre d'apporter quelques hypothèses supplémentaires pour mieux retrouver la locomotion probable d'espèces disparues, telles que *Australopithecus afarensis* (« Lucy ») par exemple. En effet, des empreintes associées à la même espèce que Lucy ont été trouvées en Tanzanie (Leakey et Hay, 1979). Même si ces empreintes ne peuvent évidemment pas lui être attribuées, elles constituent des hypothèses pouvant être testées dans notre module. C'est dans un tel cadre que nous avons développé notre approche.

Ainsi, comme illustré à la Figure 5.1, on suppose disposer des informations suivantes : une description complète du squelette avec position des centres articulaires, définition des axes de rotation principaux, des limites angulaires, des empreintes successives à suivre sur le sol, d'une posture de repos de l'individu, des masses et des inerties de chaque segment, et d'une poulaine de référence. On suppose aussi que l'utilisateur fournit la durée d'un cycle de marche (compris entre les instants t_0 et t_f). Dans cette étude, nous nous attachons à la sélection d'une trajectoire possible de cheville en faisant l'hypothèse que le module de cinématique inverse produit des mouvements cohérents. Notre méthode optimise une trajectoire de référence des pieds jusqu'à ce que le mouvement respecte des lois générales issues de la biomécanique. Un problème fondamental consiste donc à choisir correctement les critères à tester. Dans la littérature, en sciences du mouvement, nous avons pu voir que le mouvement naturel a été expliqué grâce à plusieurs hypothèses. Les plus répandues sont la minimisation de l'énergie et du Jerk (Flash et Hogan, 1985). Nous proposons dans ce chapitre de tester ces deux critères, et leur influence sur le mouvement simulé.

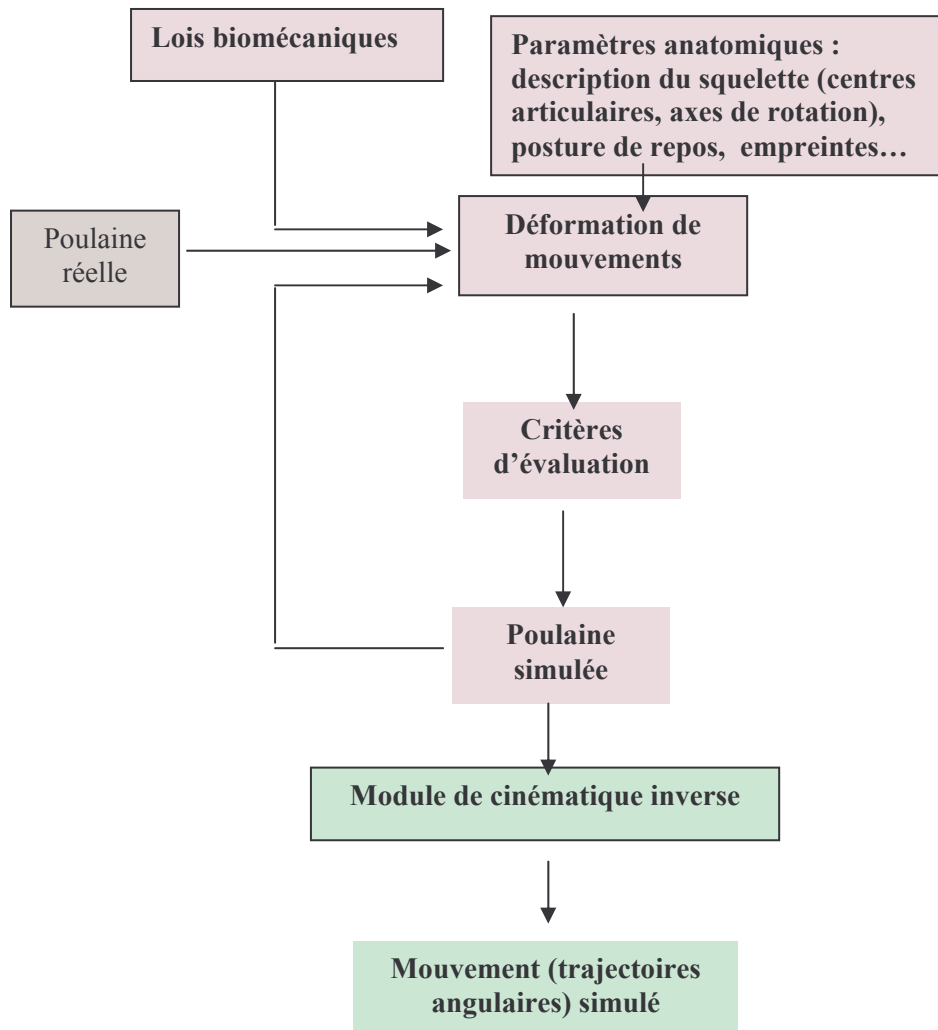


Figure 5.1: Synopsis du chapitre 5.

Nous décrivons dans un premier temps le cadre théorique de notre méthode (section 2). La première partie de cette section (2.1) concerne le choix et le mode d'obtention des critères biomécaniques. Nous détaillons dans la section suivante (2.2) la méthode de déformation de mouvements que nous avons mise en place pour proposer des trajectoires simulées de pieds. Nous testons ensuite l'approche globale chez différentes espèces ayant des données anthropométriques variables (hommes et chimpanzés). Le but est essentiellement de vérifier dans quelle mesure on est capable de prédire des trajectoires de chevilles cohérentes par rapport à des trajectoires réelles. Dans un dernier temps, nous proposons d'appliquer notre méthode à *Australopithecus afarensis* (« Lucy »), et testons différentes configurations liées notamment à la longueur des pas ou à la possibilité ou non d'une démarche fléchie.

2 Méthodes

2.1 Critères à optimiser

Comme nous l'avons rappelé en introduction, un problème fondamental consiste à choisir correctement les critères à tester dans notre approche. Nous nous intéressons ici à l'effet du travail des forces internes et du Jerk sur le mouvement généré. Dans cette perspective, le chapitre 4 a permis d'exprimer la fonction de cinématique directe f c'est-à-dire la position des chevilles en fonction des angles appliqués à chaque degré de liberté θ : $X=f(\theta)$. Etant donné des paramètres ostéologiques, il existe une infinité de solution permettant de déplacer un pied d'une empreinte vers l'autre. Parmi l'ensemble des solutions, le système doit sélectionner celle que l'hominidé choisirait de façon naturelle (Bernstein, 1967). Comme rappelé au chapitre 2 (section 3.3.3), plusieurs études en biomécanique et en physiologie ont montré que le travail des forces internes évalué de façon indirecte à partir du théorème de l'énergie cinétique reflète la dépense énergétique d'un point de vue métabolique durant le mouvement de locomotion (Burdett et coll., 1983 ; Holt et coll., 1991 ; Willems et coll., 1995):

$$\Delta E_c = W_{int} + W_{ext} \quad (5.1)$$

où E_c est l'énergie cinétique du système polyarticulé, et W_{ext} est le travail des forces externes agissant sur le système. Ainsi, nous faisons l'hypothèse qu'une solution plausible minimise le travail des forces internes exprimé selon :

$$Ek = 0.5 * \sum_{t=t_i}^{t=t_f} \sum_{b=1}^{b=5} R_b \cdot I_b \cdot R_b^T \cdot \omega_b^2 + m_b \cdot V_b^2 \quad (5.2)$$

où t_i et t_f sont les instants initiaux et finaux du cycle de marche, R_b est la matrice de transformation qui exprime la rotation du segment b vers le repère global, I_b est son inertie, et ω_b sa vitesse angulaire. Comme suggéré en biomécanique (Winter, 1979), nous faisons l'hypothèse que le travail de la réaction du col est négligeable car elle se déplace principalement de façon orthogonale à la direction de la force (contact sans glissement). Ainsi, seul le travail du poids est pris en compte et égale la valeur opposée de l'énergie potentielle :

$$W_{ext} = -Ep = mg\Delta z \quad (5.3)$$

où m est la masse totale du corps, g est la gravité ($g=9.81\text{m.s}^{-2}$) et z est la composante verticale du déplacement du pelvis. Ainsi, l'application du théorème de l'énergie cinétique mène à l'équation suivante :

$$W_{\text{int}} = \Delta Ek = -mg\Delta z \quad (5.4)$$

Par conséquent, minimiser l'énergie peut être exprimé comme la minimisation de la puissance interne moyenne, en faisant l'hypothèse que les travaux comptés positivement et négativement nécessitent le même coût métabolique (Burdett et coll., 1983 ; Minetti, 1994 ; Alexander, 2003) :

$$\min_{\theta} \frac{1}{t_f - t_0} \sum_{t=t_0}^{t=t_f} |W_{\text{int}}(\theta, t)| \quad (5.5)$$

où θ est le vecteur des angles appliqués au squelette, t_0 et t_f sont les instants initiaux et finaux de la séquence, et $W_{\text{int}}(\theta, t)$ est une fonction qui retourne le travail interne instantané (à l'instant t) en fonction de θ .

Minimiser le travail des forces internes n'empêche cependant pas les pics d'accélération qui ne surviennent pas dans les mouvements naturels de locomotion. En effet, comme rappelé en section 3.4 du chapitre 2, il a été montré que les gestes naturels cherchaient généralement à minimiser la dérivée de l'accélération (appelée Jerk), ce qui entraînerait des énergies moindres (Flash et Hogan, 1985). Nous tenons compte dans notre approche de la minimisation de la dérivée tierce du vecteur position (principe de moindre secousse) :

$$\min_{\theta} \sum_{t=t_0}^{t=t_f} \left(\frac{d^3 \theta(t)}{dt^3} \right)^2 \quad (5.6)$$

Minimiser cette valeur assure donc que les accélérations et leurs variations ne prennent pas des valeurs trop importantes.

La fonction de coût à minimiser dans notre approche devient donc :

$$\min_{\theta} \frac{1}{t_f - t_0} \sum_{t=t_0}^{t=t_f} |W_{\text{int}}(\theta, t)| + \left(\frac{d^3 \theta(t)}{dt^3} \right)^2 \quad (5.7)$$

Optimiser un tel système à 11ddl avec des fonctions non linéaires pour l'ensemble des degrés de libertés implique de chercher un minimum dans un espace de recherche très complexe. Nous proposons de décomposer le problème en deux sous-problèmes. Dans un premier temps, nous cherchons une trajectoire pour les deux pieds (X_d , X_g) en faisant l'hypothèse de la symétrie droite/gauche des deux pieds. Ainsi, le problème se réduit à la recherche de la trajectoire relative d'un pied dans le repère attaché au pelvis (par exemple seulement X_g). Nous utilisons ensuite le module de cinématique inverse décrit dans le chapitre 5 pour proposer des mouvements de locomotion.

2.2 Modélisation de la trajectoire des chevilles

Dans cette étude, nous raisonnons sur la modélisation et la simulation d'une trajectoire de chevilles exprimées dans le repère attaché au milieu des épines iliaques. En effet, une telle trajectoire en 3 dimensions est mesurée et échantillonnée à $1/60^{\text{ème}}$ de seconde sur environ 1s. Environ 180 mesures sont donc nécessaires pour représenter cette trajectoire. Résoudre notre problème d'optimisation en faisant varier directement la position des pieds conduirait donc à un espace de recherche immense. Pour simplifier le problème, il est nécessaire de diminuer l'espace de recherche en proposant une représentation paramétrique de la trajectoire des pieds. Nous nous sommes orientés sur une approche utilisant des points de contrôle (Cohen, 1992). Ce choix permet donc d'éviter de réduire l'espace de recherche, tout en conservant les principales caractéristiques de la poulaine (Cohen, 1992).

Dans ce problème d'optimisation, il est également nécessaire de proposer une valeur de départ pour les paramètres à optimiser. Plutôt que de fournir des valeurs aléatoires comme point de départ à l'optimisation, nous avons choisi de partir de poulaines d'hommes modernes obtenues expérimentalement. Ces poulaines dites de référence sont représentées par une spline hiérarchique (Cohen, 1992). La spline hiérarchique revient à représenter grossièrement une courbe par un polynôme de degré quelconque (nous avons choisi un degré égal à 3) défini pas morceaux sur la durée du mouvement (entre t_0 et t_f). Les détails qui échappent à cette représentation grossière sont eux aussi modélisés par le même type de polynôme et ainsi de suite. Le principal avantage de cette représentation est qu'on peut modifier l'aspect global de la courbe en jouant sur le polynôme le plus grossier, sans se soucier des détails. Ainsi, dans notre processus d'optimisation, nous ne faisons varier que les paramètres, appelés points de contrôle CP, polynôme le plus grossier. CP représente les points par lesquels le polynôme doit

passer au lieu de mémoriser ses coefficients. Les valeurs contenues dans CP ont directement un sens dans l'espace 3D dans lequel évolue le pied. Lorsqu'on veut changer la courbe pour faire passer le pied à une position donnée dans l'espace, il suffit alors de placer le point de contrôle correspondant directement à cette position.

CP est initialement choisi dans la poulaine de référence pour contenir tous les points de dérivée nulle, comme l'indique la Figure 5.2. Le problème peut donc se réécrire en fonction de CP au lieu de l'ensemble des θ dans la suite de ce chapitre. On notera également que l'ensemble de la trajectoire est uniformément mise à l'échelle dans le temps (pour chaque sujet) de manière à assurer la correspondance à la fréquence de pas imposée par l'utilisateur. On se retrouve ainsi avec un total de 7 points de contrôle pour représenter les trajectoires de pieds suivant les trois axes pour un cycle complet de marche humaine : 1 point pour l'axe longitudinal, 2 pour l'axe vertical, 2 pour l'axe transverse, et 2 points représentant le début et la fin du cycle. La Figure 5.2 illustre les points de contrôle retenus pour une poulaine humaine selon les axes longitudinaux et verticaux.

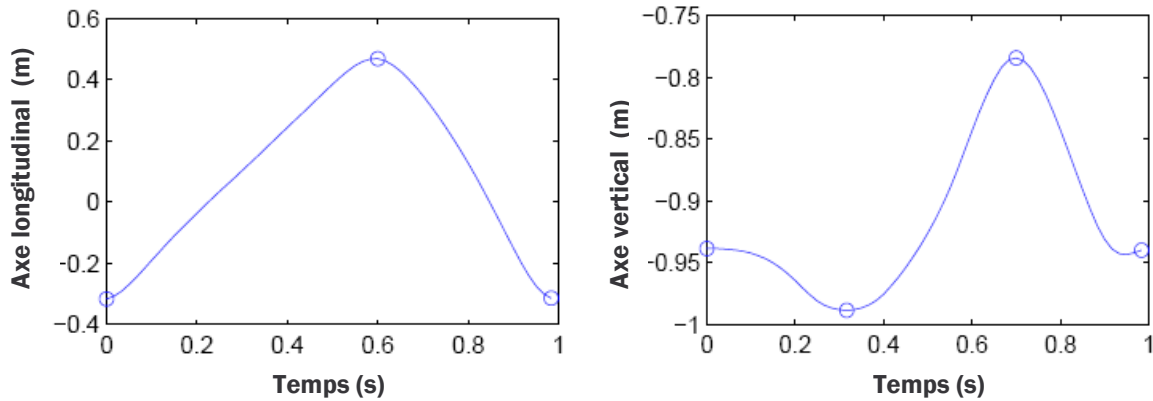


Figure 5.2: Points de contrôle initialement choisis sur une poulaine humaine.

Bien que le problème soit réduit à un espace plus petit, la fonction reste non-linéaire et, donc, impossible à optimiser par une simple inversion analytique. Nous examinons, dans la section suivante, la méthode que nous avons mise en place pour résoudre notre problème.

2.3 Méthode de déformation de la trajectoire

Le principe général de la déformation de la trajectoire réside dans un ajout de décalages sur les points de contrôle aussi bien au niveau temporel (δ_t) qu'au niveau cartésien

(δ_d), comme le représente la Figure 5.3. Ainsi, le point de contrôle PC_1 est déplacé de la valeur δ telle que $\delta = \delta_t + \delta_d$. Le nouveau point de contrôle PC_2 s'écrit alors $PC_2 = PC_1 + \delta$.

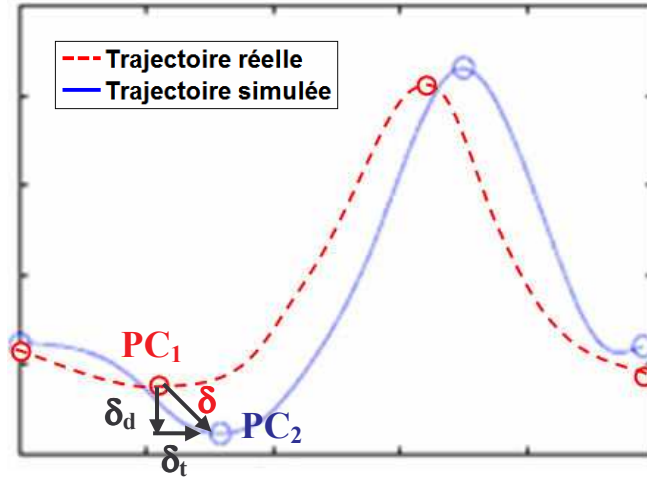


Figure 5.3: Principe général de la méthode de déformation de mouvement.

Pour parvenir à ajouter ces décalages temporels et déplacements cartésiens, nous avons développé une méthode spécifique basée sur le respect d'empreintes. En effet, dans ce travail, il est nécessaire d'ajouter une contrainte sur la longueur des pas afin d'éviter d'aboutir à la conclusion évidente que minimiser l'énergie revient à faire tendre la longueur des pas vers zéro. Le système minimise donc l'énergie et le Jerk en préservant une longueur imposée des pas à des instants t donnés. De plus, nous voulons pouvoir exploiter des données d'empreintes relatives à certaines espèces telles que l'*Australopithecus afarensis* (empreintes de Laetoli par exemple).

Pour respecter la longueur de pas imposée par l'utilisateur, des décalages sont tout d'abord ajoutées au premier et au dernier point de contrôle. Les autres points de contrôle sont ensuite modifiés selon une méthode globale d'optimisation. Cette méthode permet de sélectionner un mouvement des chevilles qui assure le respect des empreintes imposées par l'utilisateur. Comme vu dans les chapitres 4 et 5, nous disposons de la fonction cinématique $X(\theta)$ qui retourne la position de la cheville dans le repère du bassin en fonction des angles à chaque articulation. $X(\theta)$ permet aussi de calculer la position des pieds aux instants de contact au sol, à gauche $X(CP, t_{IFS})$ et à droite $X(CP, t_{rFS})$. Pour le contact au sol à gauche, on peut ainsi obtenir la position relative du pied droit par rapport au pied gauche. Afin de respecter les empreintes imposées, l'équation suivante doit être respectée :

$$\begin{aligned} -Xl(CP, t_{rFS}) + Xr(CP, t_{rFS}) &= Fr - Fl \\ -Xr(CP, t_{IFS}) + Xl(CP, t_{IFS}) &= Fl - Fr \end{aligned} \quad (5.8)$$

où t_{rFS} et t_{lFS} sont les instants auxquels surviennent les attaques du talon au sol des côtés droit et gauche, et CP sont les points de contrôle ; F_r et F_l sont respectivement les empreintes droite et gauche suivantes. Ces équations supposent que, lorsque survient l'attaque du talon, le vecteur entre les deux chevilles doit être égal à celui calculé entre les empreintes successives. Comme le premier et le dernier point de contrôle correspondent à une attaque au sol du talon gauche, ils sont directement placés à une valeur compatible. Ainsi, seule l'attaque du talon droit doit être contrôlée. Le problème peut également être exprimé en utilisant la différence entre les empreintes originales et les nouvelles empreintes imposées :

$$\Delta F = (F_r - F_l)_{new} - (F_r - F_l)_{old} \quad (5.9)$$

Ainsi la solution au problème d'optimisation doit vérifier cette contrainte. Au final, on doit donc effectuer une optimisation de la fonction (6.7) sous contrainte (6.9).

Pour résoudre ce problème sous contrainte, nous avons choisi de linéariser localement la fonction en effectuant un développement de Taylor à l'ordre 1, tenant compte de la différence entre les empreintes imposées et celles naturellement liées à la poulaine de référence (ΔF , équation (6.9)). En inversant la linéarisation locale de l'équation (6.8), on obtient :

$$\Delta(CP, t_{rFS}) = J(CP, t_{rFS})^+ \Delta F = J(CP, t_{rFS})^+ [(F_r - F_l)_{new} - (F_r - F_l)_{old}] \quad (5.10)$$

où J est le Jacobien de la fonction h (voir équation (8)) :

$$h(CP, t_{rFS}) = -X_l(CP, t_{rFS}) + X_r(CP, t_{rFS}) \quad (5.11)$$

h calcule le vecteur 3D joignant les deux chevilles (dépendant des points de contrôle CP modélisant la trajectoire), lors de l'attaque au sol du côté du talon droit t_{rFS} . J est composé de 3 lignes et n colonnes, n étant le nombre de paramètres ajustés par le système (temps et valeur de chaque degré de liberté contrôlé) :

$$J(CP, t_{rFS}) = \begin{pmatrix} \frac{\partial h_x}{\partial CP_1} & \dots & \frac{\partial h_x}{\partial CP_n} \\ \frac{\partial h_y}{\partial CP_1} & \dots & \frac{\partial h_y}{\partial CP_n} \\ \frac{\partial h_z}{\partial CP_1} & \dots & \frac{\partial h_z}{\partial CP_n} \end{pmatrix} \quad (5.12)$$

$\Delta(CP, t_{rFS})$ représente la modification à apporter au vecteur CP et à l'instant de contact au sol t_{rFS} pour vérifier la contrainte. Comme plusieurs valeurs de $\Delta(CP, t_{rFS})$ vérifient

l'équation (6.10), l'inversion retourne une solution de norme minimale qui ne garantit pas de minimiser le travail des forces internes. On peut alors ajouter un vecteur déplacement δ_{CP} à cette solution de norme minimale afin de trouver la solution qui minimise ce travail. δ_{CP} doit cependant être projeté dans l'espace des solutions de l'équation (6.10) grâce à l'opérateur de projection (sur le noyau de h) : $P_F(J) = (I - J^+ J) = (I_J(CP, t_{rFS})^+ J(CP, trFS))$:

$$\Delta(CP, t_{rFS}) = J(CP, t_{rFS})^+ [(F_r - F_l)_{new} - (F_r - F_l)_{old}] + P_F(J) \delta_{CP} \quad (5.13)$$

Tout le problème consiste donc maintenant à proposer des valeurs de δ_{CP} qui assurent que le résultat minimise le travail des forces internes. Ce déplacement est fourni par la boucle suivante qui modifie les points de contrôle jusqu'à l'obtention du minimum de la fonction de coût :

```

fini = faux
Xa = Xreference
Tant que pas fini
    Sélectionner  $\delta_{CP}$ 
     $X_l = Xa + \Delta(CP, trFS)$ 
     $X_r = \text{symétriser}(X_l)$ 
     $E_r = IK(X_l, X_r)$ 
     $fini = (\Delta Err < \varepsilon)$ 
     $X_a = X_l$ 
Fin Tant que
    
```

où $X_{reference}$ est la trajectoire de référence ; $IK(X_l, X_r)$ est le module de cinématique inverse présenté au chapitre 5 qui retourne les trajectoires angulaires et la valeur à minimiser dans l'équation (6.7) (incluant minimisations d'énergie et du Jerk). $\text{symétriser}(X_l)$ est une fonction qui calcule une poulaine symétrique à celle calculée pour le côté gauche, ce qui évite d'avoir des trajectoires différentes pour les deux côtés. $\text{sélectionner } \delta_{CP}$ est une fonction qui fournit différentes valeurs de δ_{CP} à tester dans l'équation (6.13). Nous avons choisi une méthode d'optimisation multidirectionnelle MDS (Torczon, 1989). Ce choix est lié au fait que la recherche (incluant expansion et contraction) s'effectue dans toutes les directions au cours des itérations contrairement à d'autres méthodes, comme le simplexe ou la descente de gradient. La solution de départ est alors comparée à tous ses voisins dans la limite du pas déterminé au préalable. L'optimisation est donc théoriquement plus rapide et moins sensible aux minima

locaux, et elle permet de résoudre des fonctions complexes comme celle utilisée dans cette étude.

La méthode globale que nous proposons nous permet d'envisager plusieurs applications à la locomotion bipède que nous présentons ci-après.

3 Matériels

Dans ce chapitre, nous souhaitons tester notre approche sur diverses espèces bipèdes. La population testée se décompose en trois parties :

- 10 sujets humains correspondant à ceux présentés au tableau 4.3 (cf. chapitre 4) ;
- 2 sujets ostéologiques contemporains :
 - un *Homo sapiens* (provenant de la Collection Anthropologique, Museo Antropologia, Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal, dirigé par Paolo Gama, et sous la responsabilité de Dr. Eugenia Cunha),
 - un chimpanzé *Pan troglodytes* (provenant de l'Hamann Todd Collection, Cleveland Museum of Natural History, Cleveland, USA, dirigé par Dr. Bruce Latimer) ;
- un squelette d'hominidé fossile : *Australopithecus afarensis* (A.L. 288-1, Lucy) reconstruit d'après les ossements réels (provenant du National Museum of Addis Abeba, Ethiopia, dirigé par M. Mamitu).

Les résultats de simulations obtenus pour chacun de ces sujets sont présentés à la section suivante.

4 Résultats

Nous proposons de décomposer les résultats en deux grandes parties. La première s'intéresse à la validation des résultats de simulation sur les 10 sujets composant la population humaine (tableau 4.3). La deuxième partie s'attache à appliquer la méthode aux différents sujets ostéologiques (homo sapiens, Bonobo *Pan troglodytes*, et *Australopithecus afarensis* (« Lucy »)). Pour chacune de ces applications, nous comparons les résultats obtenus pour chaque espèce et discutons succinctement des implications de nos résultats.

4.1 Validation de l'approche chez l'homme

Nous proposons dans cette première partie de vérifier si les critères proposés dans ce travail induisent un mouvement naturel chez l'homme. La première partie de cette section vise à comparer les poulaines simulées à celles mesurées chez 10 sujets humains. La deuxième partie vise à découpler les paramètres d'entrée du modèle pour ainsi identifier lesquels d'entre eux contribuent de manière significative au mouvement de locomotion.

4.1.1 Comparaison des poulaines simulées à celles mesurées chez l'homme

Dans cette section, nous appliquons notre méthode à différents sujets humains. Le but est de vérifier si notre méthode génère des trajectoires proches de celles naturellement choisies par un individu. Pour ce faire, nous avons comparé les trajectoires de cheville simulées aux trajectoires naturellement choisies chez 10 sujets (population décrite au chapitre 5). Cette analyse est rendue possible en appliquant la poulaine de chaque individu à son propre squelette numérique. L'idéal est bien entendu de retrouver des résultats en accord avec les trajectoires réelles.

Les sujets retenus dans cette étude évoluaient à leur vitesse de confort, ainsi qu'à leurs longueurs et fréquences de pas préférentielles. Comme le rappelle le tableau 4.3, la population est très variable ce qui permet de tester notre méthode pour des paramètres cinématiques différents (longueurs, hauteur de pas etc.). Pour chaque individu, les paramètres segmentaires (masses et inerties) sont obtenus à partir de tables anthropométriques (Zatsiorsky et coll., 1990).

La Figure 5.4 représente les différentes étapes successives de transformation de la poulaine de référence vers la poulaine simulée finale chez le sujet n°4. On observe des poulaines intermédiaires de formes très différentes de la poulaine d'origine. On peut également constater que les points de contrôle retenus sur les poulaines initiales sont modifiés sur l'axe x (longitudinal) et l'axe z (vertical). La méthode est itérée avec un seuil d'erreur fixé à 0.002.

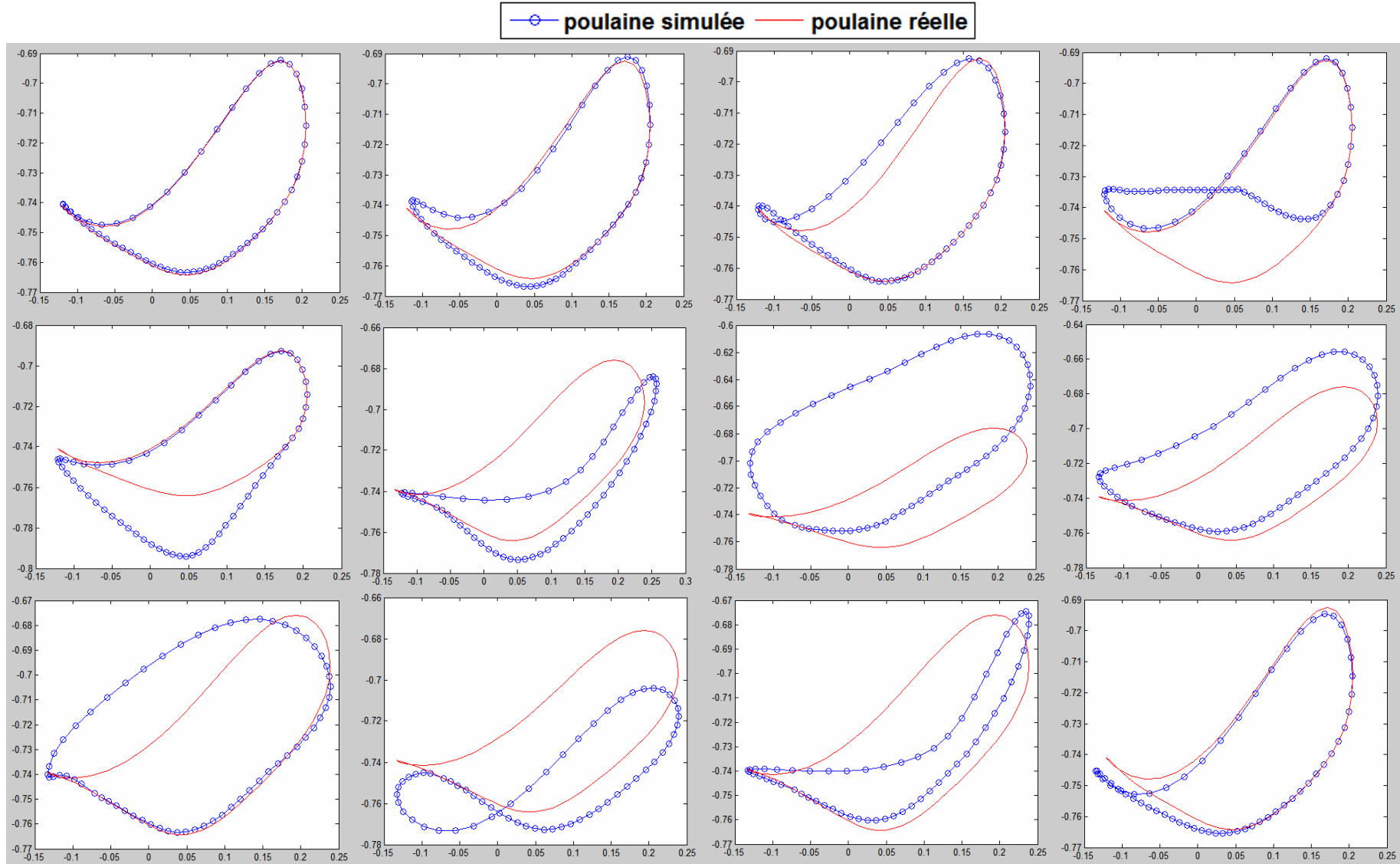


Figure 5.4: Extrait des étapes successives de transformation de la poulaine de référence vers la poulaine simulée finale chez le sujet 4 (en rouge, la poulaine réelle ; en bleu la poulaine simulée). La poulaine finale est celle qui minimise la fonction de coût (voir équation (6.7)).

Lorsque la poulaine de chaque individu est appliquée à son propre squelette numérique, 3 grandes tendances peuvent être décrites :

1. **La poulaine de référence est strictement respectée** : pour 4 sujets (sur les 10 de départ), nous pouvons constater que le notre module tend à reproduire la forme originelle de la poulaine (cf. Figure 5.5). Dans ce cas, on observe comme attendu une conservation du travail des forces internes (cf. Tableau 5.1). Ce bon résultat tend à montrer la validité des critères retenus dans notre approche.

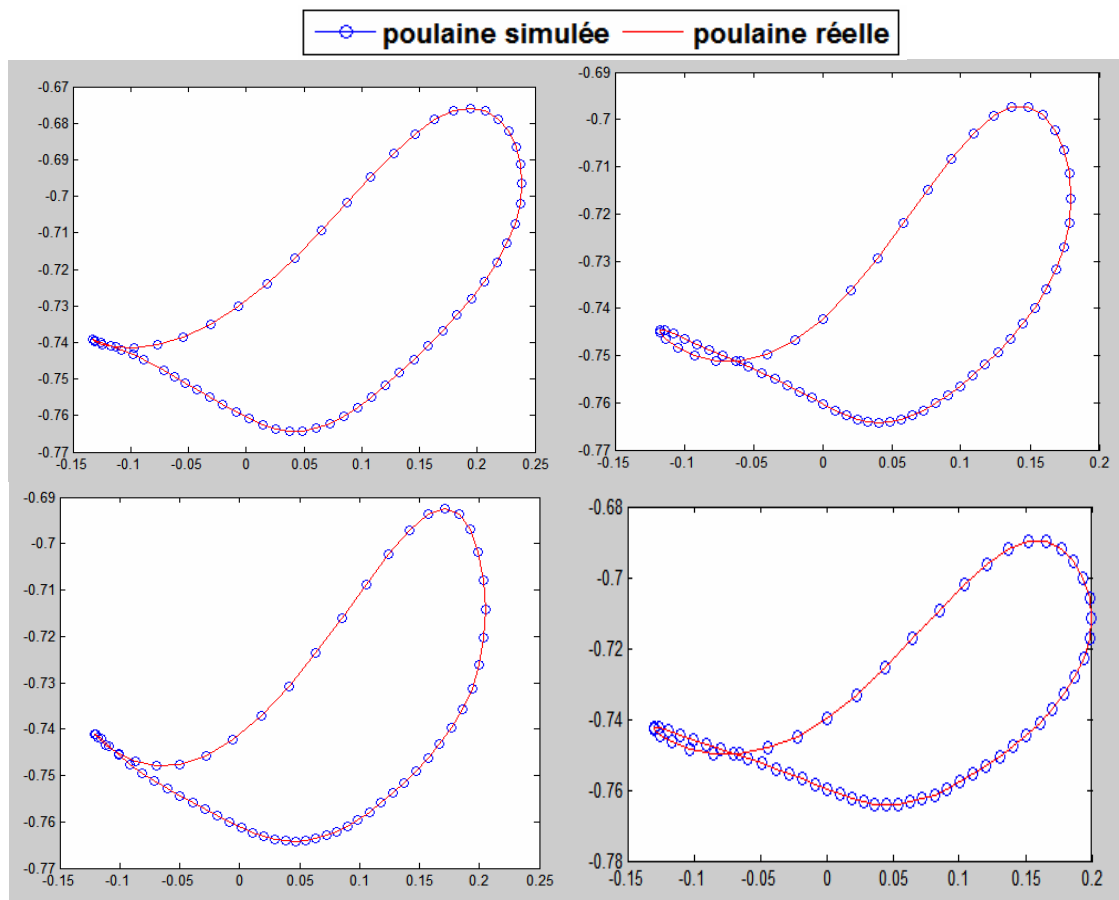


Figure 5.5 : Poulaines simulées coïncidant avec les poulaines originelles. Dans ce cas, le travail des forces internes est conservé.

2. **La poulaine simulée présente une forme légèrement différente de la poulaine de référence** : Pour 4 sujets, les poulaines simulées conservent une forme légèrement plus éloignée de la forme initiale (cf. Figure 5.6). En effet, on constate que les trajectoires optimisées sont légèrement écrasées verticalement, diminuant ainsi les oscillations verticales du centre de masse et la remontée du pied pendant la phase de balancement. Dans ce cas, le travail moyen des forces internes par unité de masse et par minute reste

relativement proche de celui calculé lors du mouvement réel, de l'ordre de 10% à 17% inférieur (cf. Tableau 5.1).

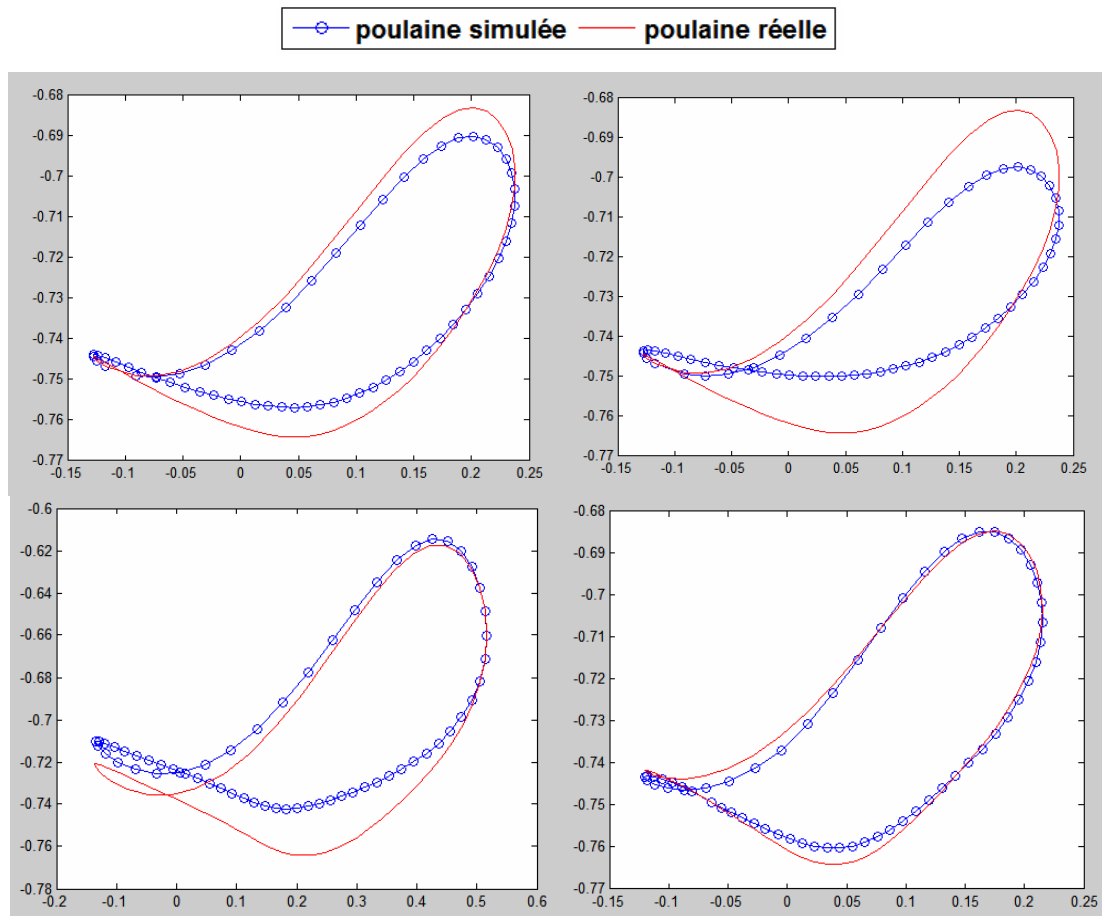


Figure 5.6 : Quatre poulaines simulées conservant une forme proche des poulaines originales.

3. **La poulaine simulée présente une forme plus éloignée de la poulaine de référence :**

Pour deux sujets, notre méthode engendre une trajectoire très différente de celle mesurée. En particulier, nous pouvons remarquer une forme de poulaine plus arrondie lors du retour de la jambe en phase de balancement (Figure 5.7). Cette tendance pourrait s'expliquer par la présence de minima locaux dans l'espace des solutions, qui ne permet pas de trouver une solution optimale au sens des critères retenus (Jerk et travail des forces internes). Cependant, malgré des formes plus éloignées des trajectoires réelles, on observe une baisse du travail des forces internes de l'ordre de $1 \text{ J.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, soit une baisse de l'ordre de 4.5% par rapport aux valeurs réelles (cf. Tableau 5.1).

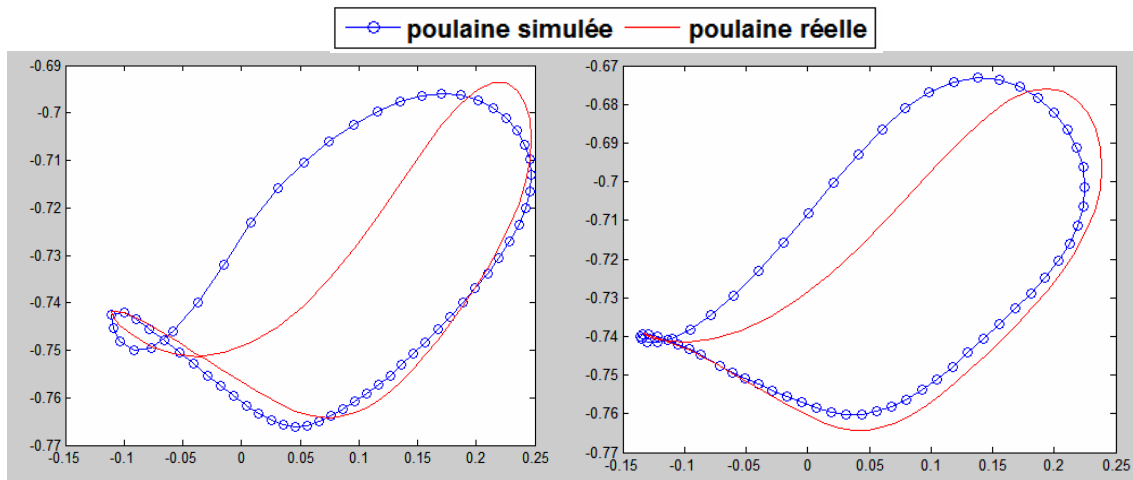


Figure 5.7 : Deux poulaines simulées présentant des formes plus éloignées des poulaines initiales.

Le Tableau 5.1 reporte les valeurs simulées de travail des forces internes, exprimées par minute et par unité de masse ($\text{J.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$), pour chaque sujet. $W_{\text{réel}}$ exprime les valeurs de travail des forces internes obtenues pour le mouvement naturel. $W_{\text{optimisé}}$ reporte les valeurs de travail des forces internes après optimisation. Les deux dernières colonnes expriment respectivement les variations absolues et relatives de travail des forces internes pour chacun de sujets. De manière générale, nous observons une tendance à la diminution des valeurs de travail des forces internes, dans des proportions raisonnables (baisse moyenne de 6%, avec des gammes de variations s'échelonnant de 0 à 16% au maximum pour un individu).

Sujets	$W_{\text{réel}}$ (J/Kg/min)	$W_{\text{optimisé}}$ (J/Kg/min)	$\Delta W_{\text{int}} = W_{\text{optimisé}} - W_{\text{réel}}$ (J/Kg/min)	$\% \Delta W_{\text{int}} = \Delta W_{\text{int}} / W_{\text{optimisé}} * 100$
1	24,2	20,8	-3,4	-16,3
2	23,1	23,1	0	0
3	28,3	25,1	-3,2	-12,7
4	26,2	26,2	0	0
5	21,5	19,2	-2,3	-12
6	30,7	27,8	-2,9	-10,4
7	28,8	28,8	0	0
8	22,4	22,4	0	0
9	25,7	24,6	-1,1	-4,5
10	28,5	27,3	-1,2	-4,4
Moyenne	25,9	24,5	-1,4	-6,0
Déviation standard	2,9	3	1,3	6

Tableau 5.1 : Effet de la méthode de déformation de mouvements sur le travail des forces internes, pour 10 sujets humains.

Nous voyons donc que notre méthode reproduit en général des trajectoires de chevilles naturellement observées chez des humains, à l'exception de deux sujets. De plus, le travail des forces internes optimisé est très proche du travail réel pour chacun des individus. On peut toutefois se demander si notre méthode est en mesure de générer des trajectoires simulées différentes à partir de squelettes numériques variables. Nous proposons d'appliquer une même poulaine à différents squelettes humains pour répondre à une telle question

4.1.2 Application d'une même poulaine à différents squelettes humains

Dans la section précédente, nous nous sommes attachés à vérifier la validité de notre approche, sans chercher à s'affranchir de l'influence de paramètres tels que les squelettes numériques, les trajectoires appliquées, la longueur ou la hauteur des pas, etc.. Notre méthode permet cependant de découpler les paramètres caractéristiques d'un mouvement sur les résultats de simulation, pour ainsi mieux identifier les paramètres responsables du geste.

Ainsi, dans cette section, nous cherchons à vérifier que différents squelettes numériques ont un impact sur les trajectoires simulées chez l'homme. Pour ce faire, nous avons suivi le procédé décrit à la Figure 5.8.

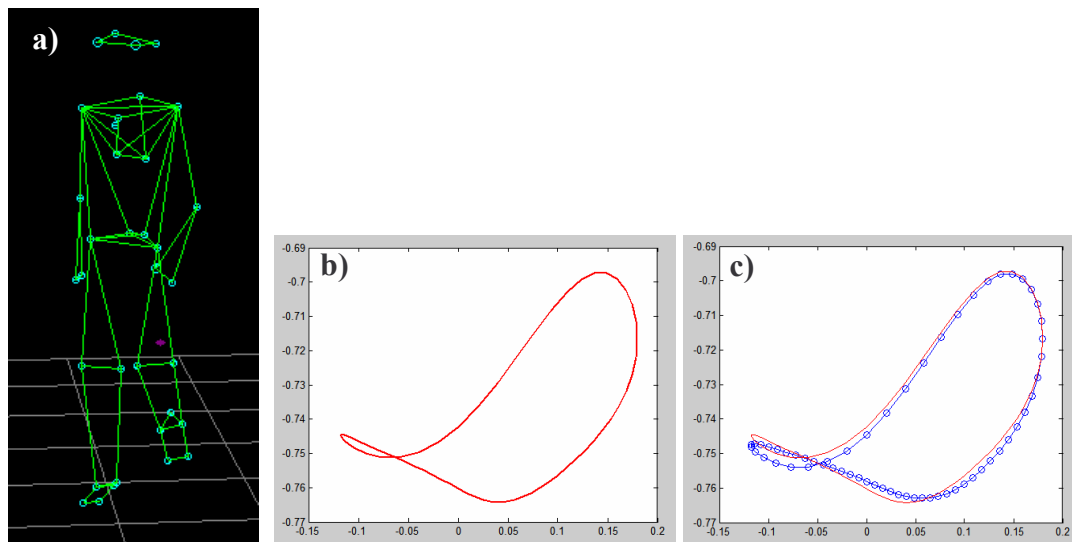


Figure 5.8: Méthode de comparaison des poulaines simulées à la poulaine réelle pour différents squelettes numériques : a) squelette numérique, b) poulaine appliquée au squelette numérique, c) comparaison de la poulaine simulée à la poulaine naturellement choisie par l'individu.

Pour chaque squelette numérique (issu des captures de mouvements et formalisé suivant le procédé décrit au chapitre 4), nous appliquons la même poulaine humaine,

correspondant à celle du sujet 10 (cf. Figure 5.8a et b). Nous vérifions ensuite dans quelles proportions notre méthode peut prendre en compte les différences liées à l'anatomie des squelettes. Dans ce but, nous comparons les poulaines simulée et réelle pour chaque individu (Figure 5.8c).

Toutefois, rien n'assure que les différentes poulaines appliquées à un même squelette numérique soient adaptées à ses dimensions anthropométriques. Par exemple, une poulaine issue d'un individu de grande taille peut être inatteignable pour un individu de plus petite taille. Ceci implique donc au préalable de mettre à l'échelle la trajectoire de référence par rapport au squelette de destination.

4.1.2.1 Opérateur de mise à l'échelle de la poulaine de référence

Nous avons choisi de transformer la « poulaine » d'origine en fonction de la distance qui sépare la hanche de la cheville pour le sujet de capture et le squelette à analyser. Plutôt que d'utiliser le nombre de Froude pour assurer cette correspondance (Alexander et Jayes, 1983), nous nous inspirons des travaux de Aerts et coll. (2000) qui utilisent la distance entre la cheville et le genou comme longueur caractéristique. Nous avons tout d'abord utilisé le rapport entre les coordonnées du genou et du pied selon l'axe Z (pour chaque individu) :

$$A = \frac{Zc_1 + Zt_1}{Zc_2 + Zt_2} \quad (5.14)$$

avec Zc_1 la coordonnée en Z du genou issue du sujet capturé, Zc_2 la coordonnée en Z du genou issue du squelette numérique, Zt_1 la coordonnée en Z de la cheville associée au sujet capturé, et Zt_2 la coordonnée en Z de la cheville associée au squelette numérique. A est par conséquent un coefficient de proportionnalité permettant de ramener la poulaine aux dimensions anthropométriques du squelette étudié et intégrant la posture initiale. En effet, la posture initiale - de repos - peut être considérée comme un facteur limitant dans l'exécution d'un pas et la génération de la trajectoire du pied. Un sujet caractérisé par une posture fléchie a *a priori* peu de chance d'effectuer de longs pas à sa vitesse de confort, comme le prédit le modèle de compas appliqué à la marche (e.g., Vaughan, 1992 ; Alexander, 2003). De la même façon, on peut penser que la hauteur de pas est affectée par cette posture initiale. Partant de ces constatations, nous avons retenu le facteur A en estimant que la posture initiale constitue un paramètre d'importance à considérer dans la mise à l'échelle de la poulaine de référence. Ainsi, la « poulaine » pondérée par le coefficient A est modifiée selon les 3 plans. Cependant, il est également nécessaire de prendre en considération le décalage du pied latéralement, dans

le plan frontal. Ainsi, on considère que, lorsque la cheville est à la verticale de la hanche pendant la marche, la coordonnée en X (axe latéral dans le plan frontal) de la cheville correspond à celle obtenue pour la posture de référence du squelette à analyser. Ainsi, comme le montre la Figure 5.9, lorsque la hanche est à la verticale de la cheville, nous calculons le décalage T entre $X_{poulaine}$ (coordonnée en X de la cheville dans le repère de la hanche à cet instant) et $X_{squelette}$ (même coordonnée du squelette à étudier, à la posture de référence) :

$$T = X_{poulaine} - X_{squelette} \quad (5.15)$$

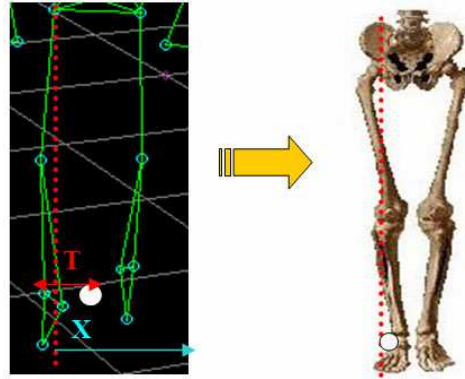


Figure 5.9 : Translation de la poulaine. Le but est de passer de la position de la cheville du squelette (point blanc sur la figure de droite) à la position de la cheville du sujet capturé.

Par ailleurs, aucune translation en Y et Z n'est nécessaire comme la position de référence choisie implique que la cheville soit à la verticale de la hanche dans le plan sagittal.

4.1.2.2 Application de la poulaine aux 10 squelettes numériques

Nous appliquons au préalable cet opérateur de modification de façon à assurer une correspondance entre la poulaine de référence et le squelette de destination pour l'ensemble des dix sujets. Dans cette approche, les longueurs de pas sont fixées aux longueurs de pas naturellement choisies par chacun des 10 individus (cf. Figure 5.10). L'ensemble des poulaines obtenues après optimisation pour chacun des sujets est représenté à la Figure 5.10. De manière générale, la forme caractéristique des poulaines est préservée, et respecte la longueur des pas réelle pour chaque individu. En appliquant la même poulaine de référence aux 10 individus, notre méthode fournit une poulaine toutefois différente par rapport à la poulaine naturellement choisie par chaque sujet. Nous comparons ensuite les poulaines simulée et réelle pour chaque individu (cf. Tableau 5.2).

On remarque notamment le fait que la poulaine simulée pour l'individu de plus grande taille (sujet 7 mesurant 1.86m) est également celle présentant la plus grande amplitude verticale dans le plan sagittal. A l'inverse, les poulaines obtenues pour les individus de plus petite taille sont également celles présentant la plus faible amplitude verticale dans le plan sagittal.

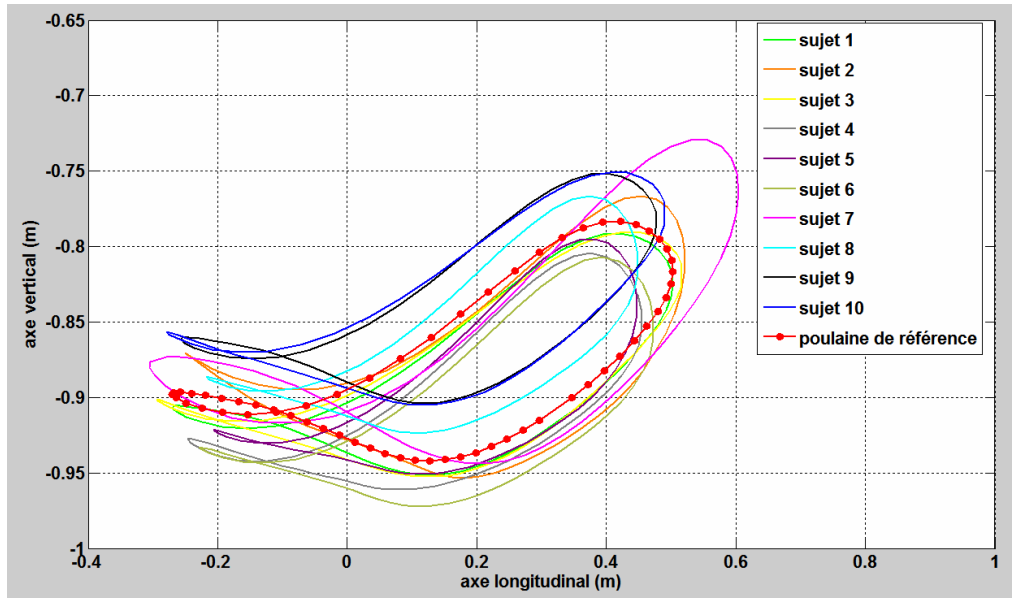


Figure 5.10: superposition de la poulaine de référence et des poulaines simulées pour l'ensemble des sujets (représentation en plan sagittal).

On constate que notre méthode est en mesure de produire des poulaines variables pour différents squelettes numériques. On peut toutefois se demander quel est le degré de précision des poulaines simulées par rapport aux poulaines naturellement adoptées par chaque individu. Nous avons donc comparé les erreurs entre les poulaines simulées et les poulaines réelles de chaque individu (cf. Tableau 5.2).

Pour l'ensemble des sujets, on constate des formes similaires entre les poulaines réelles et simulées. Par exemple, la Figure 5.11 représente les poulaines simulée et réelle pour le sujet de plus grande taille (sujet n°7) et pour le sujet de plus petite taille (sujet n° 3). On note que notre méthode ne permet pas de reproduire l'ensemble des détails de la courbe naturellement choisie par l'individu, mais elle permet de retrouver assez correctement les principales caractéristiques de la poulaine. En particulier, nous voyons, comme attendu, que la poulaine de référence présente une forme plus petite que la poulaine simulée pour l'individu de grande taille (cf. Figure 5.11). A l'inverse, notre méthode sélectionne une poulaine simulée plus petite que celle de référence (cf. Figure 5.12).

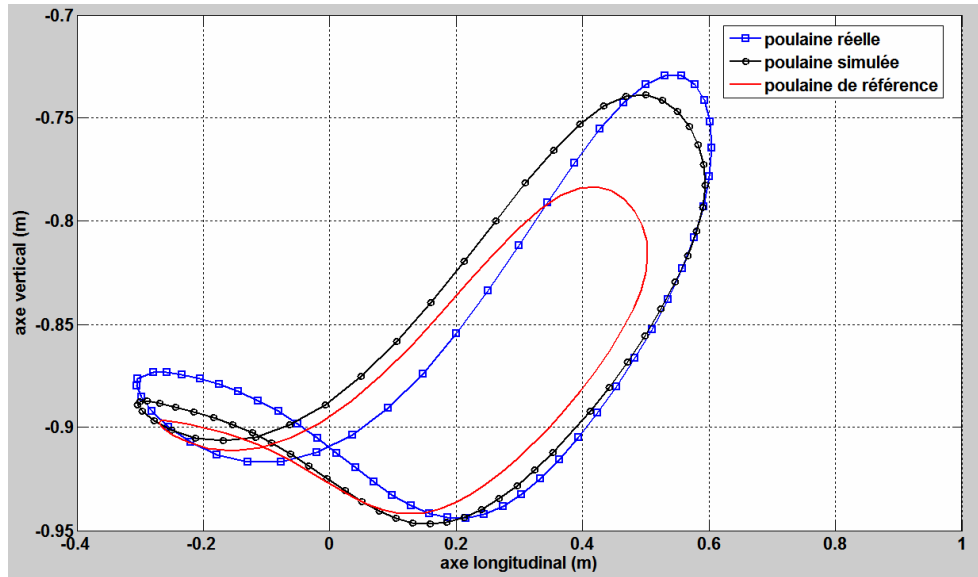


Figure 5.11: Effet d'une poulaine de référence appliquée sur le squelette numérique d'un individu de taille $h=1.86\text{m}$ (sujet n° 7).

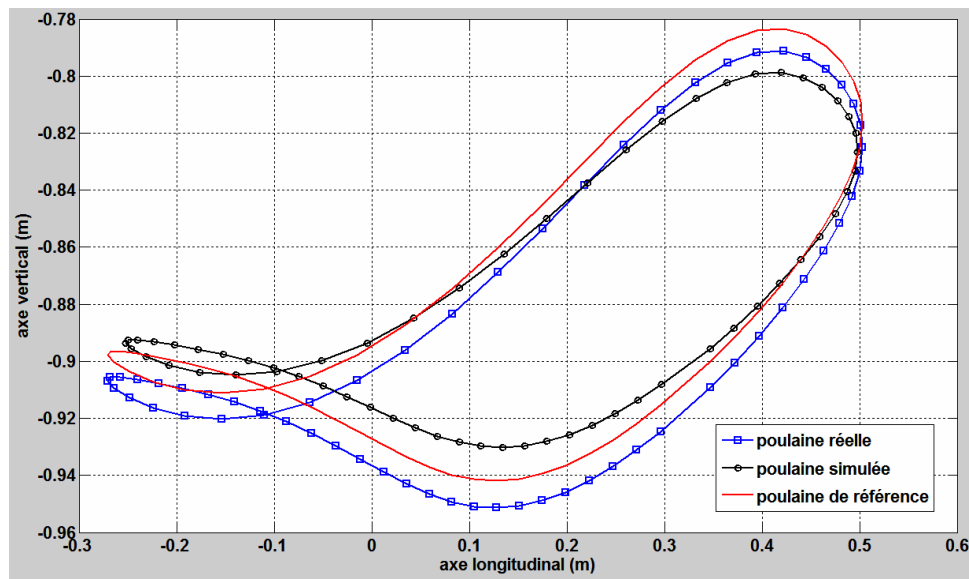


Figure 5.12 : Effet d'une poulaine de référence appliquée sur le squelette numérique d'un individu de taille $h=1.65\text{m}$ (sujet n° 3).

Lorsque l'on applique une même poulaine de référence, les erreurs (distances euclidiennes moyennes, point à point, calculées selon l'équation 5.13) calculées entre les poulaines réelles et simulées sont en moyenne de $2\pm 0.8\text{cm}$ (Tableau 5.2). Par contre, les erreurs mesurées par rapport à la poulaine de référence sont généralement plus importantes, en moyenne de $2.8\pm 1.1\text{cm}$. Cela signifie que notre méthode modifie de manière importante la trajectoire de référence de manière à se rapprocher de la poulaine réelle.

Sujets	Erreurs moyennes entre la poulaine réelle et simulée (distance euclidienne) (cm)	Erreurs moyennes entre la poulaine de référence et simulée (distance euclidienne) (cm)
1	1.5	2.7
2	2.0	3.1
3	2.1	1.9
4	1.8	2.7
5	2.7	3.7
6	2.4	3.4
7	1.5	2.4
8	2.7	3.7
9	3.3	4.3
10	0	0
Moyenne	2.0	2.8
Déviati on standard	0.8	1.1

Tableau 5.2 : Erreur entre les poulaines réelle et simulée pour les 10 sujets, en utilisant une même poulaine de référence.

Si les poulaines simulées semblent relativement proches des poulaines réelles, on peut également se demander quel est l'impact de notre méthode sur les valeurs de travail des forces internes générées. Le Tableau 5.3 reporte les valeurs de travail des forces internes obtenues pour le mouvement naturel ($W_{\text{réel}}$ obtenu conformément à la section 4.1.1), les valeurs de travail des forces internes obtenues en appliquant la poulaine de référence ($W_{\text{référence}}$) et les valeurs de travail des forces internes produites par notre méthode ($W_{\text{optimisé}}$). Les deux dernières colonnes expriment respectivement les variations absolues et relatives de travail des forces internes pour chacun des sujets.

Sujets	$W_{réel}$ (J/Kg/min)	$W_{référence}$ (J/Kg/min)	$W_{optimisé}$ (J/Kg/min)	$\Delta W_{int} = W_{optimisé} - W_{réel}$ (J/Kg/min)	$\% \Delta W_{int} = \Delta W_{int} / W_{optimisé} * 100$
1	24.2	29.1	27.3	-3.1	-11.4
2	23.1	29.3	27.1	-4	-14.8
3	28.3	34.2	31.5	-3.2	-10.2
4	26.2	33.7	31.4	-5.2	-16.6
5	21.5	29.6	25.8	-4.3	-16.7
6	30.7	39.5	35.5	-4.8	-13.5
7	28.8	34.3	31.2	-2.4	-7.7
8	22.4	27.8	24.8	-2.4	-9.7
9	25.7	29.4	28.0	-2.3	-8.2
10	28.5	28.5	28.5	0	0
Moyenne	25.9	31.5	29.1	-3.1	-10.8
Dévation standard	2.9	3.4	3.1	1.4	4.7

Tableau 5.3 : Effet d'une même poulaine de référence sur le travail des forces internes, pour 8 sujets humains.

Pour l'ensemble des sujets, on constate que la poulaine de référence appliquée sur les squelettes numériques de chaque sujet induit toujours une valeur supérieure au travail réel des forces internes de l'ordre de 3.3 J.Kg.min⁻¹ ($W_{référence}=31.5$ J.Kg⁻¹.min⁻¹ en moyenne vs. $W_{réel}=25.9$ J.Kg.min⁻¹ en moyenne). De la même façon, notre méthode de déformation surestime les valeurs réelles de l'ordre de 3.2 J.Kg⁻¹.min⁻¹ en moyenne ($W_{optimisé}=29.1$ J.Kg⁻¹.min⁻¹ en moyenne vs. $W_{réel}=25.9$ J.Kg.min⁻¹ en moyenne). Si notre méthode engendre une surestimation des valeurs réelles de travail des forces internes de l'ordre de 12.5%, on remarque qu'elle fournit toujours une solution ayant tendance à diminuer les valeurs imposées par la poulaine de référence de l'ordre de 4.5% ($W_{référence}=31.5$ J.Kg⁻¹.min⁻¹ en moyenne, contre $W_{optimisé}=29.1$ J.Kg⁻¹.min⁻¹ en moyenne).

Enfin, si l'on compare les valeurs du Tableau 5.1 à celles du Tableau 5.3, on peut constater qu'en moyenne, notre algorithme engendre de plus grandes variations de travail des forces internes en appliquant à l'individu concerné une poulaine de référence ($\% \Delta W_{int} = -10.8\%$ en moyenne) plutôt que sa propre poulaine ($\% \Delta W_{int} = -6\%$ en moyenne). Notre méthode engendre donc une diminution des valeurs de travail de forces internes lorsque la trajectoire appliquée à l'individu n'est pas la sienne.

Dans ce problème d'optimisation, il est nécessaire de proposer une valeur de départ pour les paramètres à optimiser. Plutôt que de fournir des valeurs aléatoires comme point de départ à l'optimisation, nous avons choisi dans cette section de partir d'une poulaine de référence, constituée ici par une poulaine moyenne humaine. Nous voyons que notre méthode semble capable de produire des poulaines humaines pour une poulaine de référence donnée. Cependant, on peut se demander quelle est l'influence du choix de la poulaine de départ sur les résultats de simulation. Dans le cas idéal, il serait souhaitable qu'en appliquant plusieurs poulaines à un sujet, notre méthode propose les mêmes trajectoires simulées. Si tel n'est pas le cas, on peut émettre l'hypothèse de la présence de minima locaux dans l'espace des solutions. Ces points sont analysés et discutés dans la section suivante.

4.1.3 Influence de la poulaine de référence

Dans cette méthode d'optimisation de mouvement, nous devons fournir une trajectoire initiale des chevilles. Nous avons également pu voir en section 4.1.1 que nous obtenions des trajectoires simulées légèrement différentes de celles naturellement choisies par l'individu. Une hypothèse que nous avons émise est la présence de minima locaux dans l'espace des solutions. Dans cette section, nous nous attachons à tester cette hypothèse en évaluant l'impact des poulaines de référence sur les trajectoires simulées et sur les valeurs de travail des forces internes produites. A l'instar de la section précédente, l'idée consiste donc à découpler les phénomènes impliqués dans les résultats de simulation en fixant les paramètres ostéologiques.

Notre démarche consiste à appliquer 10 poulaines de référence différentes sur un même squelette numérique humain. Ces 10 poulaines présentent toutes des formes différentes car elles sont associées à des individus de taille et de morphologie différentes (cf. Tableau 5.1). On assure ainsi un test sur une grande diversité de trajectoires initiales. Nous pouvons d'ailleurs noter que la déviation standard à la poulaine moyenne est ici de 7.8 cm.

L'individu de référence (sur lequel nous appliquons l'ensemble des trajectoires) dont nous avons extrait le squelette numérique est celui présentant la plus grande taille (sujet n°7, mesurant 1.86m). De manière à comparer nos résultats aux trajectoires réelles, nous avons également fixé la longueur de pas à celle spontanément choisie par l'individu lors des expériences, c'est-à-dire $L=0.77m$.

Ainsi, lorsque l'on applique les dix poulaines au sujet n°7 (en incluant sa propre poulaine), on observe que les trajectoires simulées de chevilles relativement proches les unes

des autres (Figure 5.13). De plus, la déviation standard sur les trajectoires simulées n'excède pas 2.1cm, alors qu'elle était de 7.8cm sur les poulaines initiales. Ceci traduit donc une tendance au resserrement autour d'une solution proche. Par ailleurs, on peut remarquer que parmi les 10 poulaines appliquées au squelette numérique, nous retrouvons bien le résultat fondamental (voir section 4.1.1) selon lequel la poulaine réelle d'un individu appliquée à son squelette numérique est celle qui minimise déjà le travail des forces internes (cf. Tableau 5.4). Les neuf autres poulaines appliquées engendrent des trajectoires simulées différentes, mais qui restent proche de la trajectoire réelle. En effet, nous pouvons observer que l'erreur par rapport à la poulaine réelle reste faible (erreur moyenne de 2.7 ± 1 cm) (cf. Tableau 5.4).

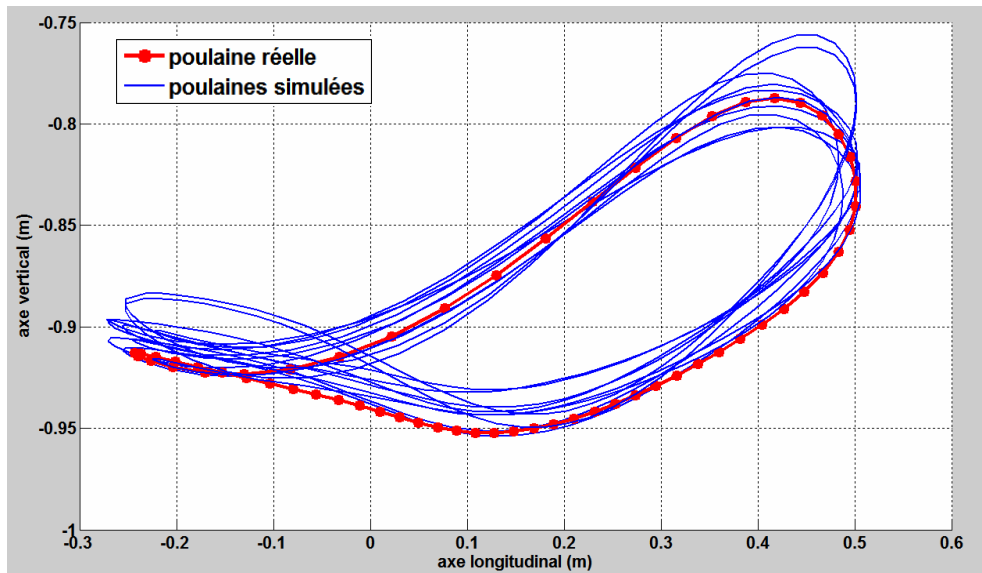


Figure 5.13: Comparaison des dix poulaines simulées sur un squelette numérique d'humain à la poulaine réelle associée au squelette.

Poulaine réelle appliquée au squelette et appartenant au sujet n°	Erreur moyenne entre les poulaines réelle et simulée (distance euclidienne) (10^{-2}m)
1	3.1
2	2.7
3	2.6
4	3.5
5	2.9
6	3.0
7	0
8	4.0
9	3.1
10	2.1
Moyenne	2.7
Déviati on standard	1

Tableau 5.4: Tableau récapitulatif des erreurs moyennes entre les poulaines réelle et simulée.

Pour chacune des poulaines simulées, nous avons calculé le travail des forces internes résultant (cf. Tableau 5.7). Les valeurs de $W_{\text{optimisé}}$ obtenues restent relativement proches des valeurs réelles calculées pour le sujet n°7 ($\overline{W}_{\text{optimisé}} = 31.3 \pm 1.3 \text{ J/Kg/min}$ vs. $W_{\text{réel},7} = 28.8 \text{ J.Kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$).

Poulaine réelle appliquée au squelette et appartenant au sujet n°	$W_{\text{optimisé}}$ (J/Kg/min)
1	30.1
2	29.7
3	31.6
4	33.5
5	31.9
6	32.1
7	28.8
8	32.0
9	32.2
10	31.1
Moyenne	31.3
Déviati on standard	1.3

Tableau 5.5: Tableau récapitulatif des valeurs de travail des forces internes optimisées chez 10 sujets humains.

Les résultats semblent donc cohérents concernant la population humaine. Toutefois, on observe que notre méthode ne permet pas de retrouver exactement les trajectoires réelles ni des valeurs totalement identiques de travail de forces internes en appliquant diverses poulaines de référence. Il est donc probable que la fonction de coût (représentant l'espace des solutions) soit de forme très complexe, et que des minima locaux puissent empêcher de trouver la solution optimale au sens des critères que nous avons retenus (Jerk et travail des forces internes).

De manière générale, nous avons pu appliquer notre méthode à une population humaine qui effectuait des mouvements de locomotion. Cette démarche a permis de valider notre approche avec des résultats encourageants. Il semble donc possible d'appliquer cette même approche à des squelettes ostéologiques, issus de primates humains ou non humains. Nous présentons dans la section suivante les premiers résultats obtenus chez un homme, un chimpanzé, et *Australopithecus afarensis* (« Lucy »). Pour chacun de ces sujets, nous comparons les trajectoires et valeurs de travail des forces internes obtenues à celles présentées dans la section précédente.

4.2 Applications à des squelettes ostéologiques

La section précédente consistait à valider notre méthode sur une population pour laquelle il était possible de confronter les résultats de simulation. Les résultats obtenus nous permettent d'envisager des applications à des sujets ostéologiques composés d'humains et de primates non humains. Bien entendu, pour ces individus, il est impossible de valider strictement nos résultats de simulation, ce qui nécessite la mise en place de protocoles expérimentaux dédiés.

En collaboration étroite avec les paléontologues de l'UPR 2147, nous avons donc appliqué notre méthode à différents squelettes ostéologiques. Chacune de ces applications utilise le procédé de réarticulation et de mise en position de référence pour les squelettes (Berillon et coll., 2005). La première étape de ce travail consiste à comparer les résultats obtenus ici avec ceux trouvés précédemment chez des sujets réels. La deuxième étape consiste à appliquer notre méthode à des squelettes de primates non humains et à confronter nos résultats à ceux publiés dans les domaines de l'anatomie comparée et de la paléontologie. Nous proposons dans une dernière étape d'appliquer notre méthode au squelette fossilisé de

Australopithecus afarensis. Nous examinons en particulier l'influence de la longueur des pas et de la posture sur le travail des forces internes et sur les trajectoires articulaires.

4.2.1 Application à un squelette d'*Homo sapiens*

Pour cette application, nous nous attachons à vérifier si les valeurs simulées (trajectoires et valeurs de travail des forces internes) sont en accord avec celles obtenues pour les sujets issus des captures de mouvement.

Les données anatomiques ont été acquises par les paléanthropologues sur 1 individu *Homo sapiens* (provenant de la Collection Anthropologique, Museo Antropologia, Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal).

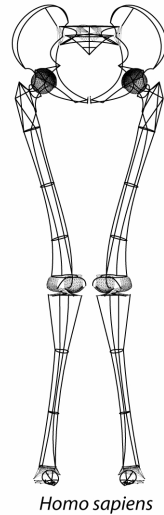


Figure 5.14: squelette numérique d'*Homo sapiens* sur lequel nous appliquons 10 poulaines humaines

Nous avons ainsi réitéré l'analyse décrite en section 4.1.3, c'est-à-dire que nous avons appliqué les 10 poulaines humaines au sujet ostéologique présenté en Figure 5.14. Les résultats montrent des formes de trajectoires proches de celles représentées à la Figure 5.13. Toutefois, on remarque que l'on calcule des valeurs de travail des forces internes légèrement inférieures à celles calculées chez des sujets vivants ($\overline{W_{\text{optimisé}}} = 31.3 \pm 1.3 \text{ J/Kg/min}$ vs. $\overline{W_{\text{optimisé}}} = 30.2 \pm 1.1 \text{ J/Kg/min}$) (comparer Tableau 5.4 et Tableau 5.5). Les paramètres ostéologiques étant fixés, ces différences peuvent donc être attribuées aux différences anthropométriques des deux sujets (sujets « vivant » et ostéologique) sur lesquels on applique les poulaines de référence.

Poulaine réelle appliquée à l'Homo sapiens et appartenant au sujet n°	$W_{\text{optimisé}} \text{ (J/Kg/min)}$
1	29.5
2	29.3
3	30.4
4	31.8
5	30.6
6	31.2
7	28.0
8	29.1
9	31.4
10	30.3
Moyenne	30.2
Déviation standard	1.1

Tableau 5.6: Tableau récapitulatif des valeurs de travail des forces internes optimisées chez 10 sujets humains.

Les résultats semblent donc cohérents concernant la population humaine. On peut maintenant se demander si c'est toujours le cas lorsqu'on applique la même démarche à un squelette numérique de chimpanzé, et dans quelle mesure les résultats peuvent varier.

4.2.2 Application à un squelette de chimpanzé

Dans cette étape, le squelette de chimpanzé (provenant de l'Hamann Todd Collection, Cleveland Museum of Natural History, Cleveland, USA) est reconstruit par les paléoanthropologues. En particulier, la posture de référence constitue une hypothèse que nous souhaitons tester. Elle correspond à une posture de repos typiquement adoptée par le primate (cf. Figure 5.15).

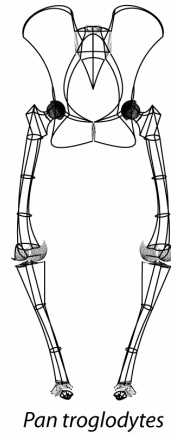


Figure 5.15: squelette numérique de chimpanzé *Pan troglodytes* sur lequel nous appliquons 10 poulaines humaines.

Pour cette application spécifique, nous sommes confrontés à plusieurs difficultés d'ordres technique et méthodologique. La première étape consiste à fournir à notre modèle des paramètres d'entrée adaptés. Ces derniers doivent ici correspondre au chimpanzé (*Pan troglodytes*) dont nous souhaitons retrouver la locomotion. La deuxième étape consiste à comparer les résultats de simulation à des résultats expérimentaux obtenus sur sujets réels.

De manière à pallier à ces difficultés, nous proposons de nous inspirer des travaux en zoologie pour obtenir les paramètres d'entrée à notre modèle, ainsi qu'une trajectoire de référence à laquelle nous pourrions confronter nos résultats. En effet, nous ne disposons pas pour l'heure de mesures expérimentales concernant la locomotion bipède des chimpanzés. Toutefois, les récents travaux, en particulier ceux de l'équipe du Laboratoire de Morphologie fonctionnelle d'Anvers en Belgique (e.g., Aerts et coll., 2000 ; D'Août et coll., 2001, 2004; Vereecke et coll., 2006) nous permettent d'exploiter des données numériques relatives au déplacement bipède du Bonobo, *Pan paniscus*, espèce très proche de *Pan troglodytes*. En particulier, on peut noter des longueurs de pas très variables selon les sujets (se reporter à D'Août et coll. (2004) ou Aerts et coll. (2000) pour une synthèse). Nous avons retenu une longueur $L = 0.40\text{m}$ obtenue pour un chimpanzé *Pan paniscus* en tant qu'entrée dans notre modèle.

Par ailleurs, les récentes études de Isler et coll. (2006), Schoonaert et coll. (2007) s'appuyant sur la méthode proposée dans Crompton et coll. (1996) fournissent un ensemble de données anthropométriques et inertielles relatives à l'espèce *Pan troglodytes*. Cette espèce est celle pour laquelle nous disposons à ce jour le plus de connaissances concernant les tables anthropométriques (53 chimpanzés *Pan troglodytes* dans l'étude de Schoonaert et coll. (2007)). Etant donné l'absence de données inertielles concernant le bassin seul, nous avons

décidé de ramener l'inertie du tronc au centre du bassin selon le théorème de Huyghens (théorème des axes parallèles). L'ensemble des données anthropométriques ayant servi à adapter notre modèle sont résumées dans le Tableau 5.7. Les caractéristiques globales du chimpanzé sont choisies selon les valeurs moyennes suivantes : $M=56\text{Kg}$, taille $h=1.15\text{m}$. Les valeurs de longueurs pour les segments cuisse et tibia du squelette numérique auquel nous nous intéressons sont de plus cohérentes avec les valeurs moyennes reportées dans l'étude de Schoonaert et coll. (2007) ($L_{\text{cuisse}}=0.29\text{m}$, $L_{\text{tibia}}=0.28\text{m}$).

Segments	Masse relative (%)	Longueur relative (% de la taille totale)	Position du centre de gravité (% de la longueur à partir du point proximal)	Rayon de giration x-x. (% de longueur du segment)	Rayon de giration y-y (% de longueur du segment)
Bassin ($\cong$ tronc)	54.6	49.6	51.6	30.8	28.5
cuisse	3.10	25.5	55.3	27.5	31
tibia	1.57	24.9	54	28.3	29.2

Tableau 5.7 : Paramètres inertiels appliqués au chimpanzé *Pan troglodytes*.

Enfin, les butées articulaires du sujet ostéologique sont obtenues sur os secs (sans influence des paramètres musculaires) par les paléontologues et permettent de fournir un espace initial des solutions articulaires plus restreint. Dans ce travail, les limites articulaires fournies en entrée du modèle diffèrent de celles obtenues pour le modèle humain majoritairement au niveau de la capacité d'extension réduite du genou (8° chez l'homme et 20° chez le chimpanzé *Pan troglodytes*) (Tableau 5.8).

Bassin				Hanche			Genou
	Flex/ ext	Abd/add	Rot int/ext	Flex/ext	Abd/add	Rot int/ext	Flex/ ext
Butée inférieure	-45	-45	-45	-90	-30	-60	20
Butée supérieure	45	45	45	20	45	30	110

Tableau 5.8 : Valeurs des limites articulaires (en degrés) retenues pour le chimpanzé *Pan troglodytes*.

Comme nous le rappelions précédemment, une difficulté consiste également à obtenir des trajectoires réelles. Ne disposant pas de telles données, nous avons choisi en première approche de prélever les trajectoires angulaires de chimpanzés à partir de travaux publiés en paléontologie (cf. figure 4 page 44 de l'article de D'Août et coll. (2002)). Dans ce but, nous avons pris un ensemble de points de contrôle placés en premier lieu aux points d'inflexion de la courbe ainsi qu'à intervalles réguliers sur la courbe. Nous avons ensuite fait passer une spline cubique de degré 3 par ces points de contrôle de manière à reproduire la forme générale de la courbe angulaire. Le résultat obtenu est représenté à la Figure 5.16. Une source d'imprécision pouvant être liée à des erreurs de lecture, ces trajectoires restent très indicatives quant à la forme attendue de la poulaine. De plus, l'espèce analysée ici est un Bonobo *Pan paniscus*, faute de trajectoires publiées pour les *Pan troglodytes*. Toutefois, on constate que les trajectoires « splinées » sont de formes globalement similaires avec les trajectoires publiées. Une approche plus rigoureuse basée sur des données réelles issues d'acquisitions de mouvements nous permettrait d'obtenir des résultats plus précis.

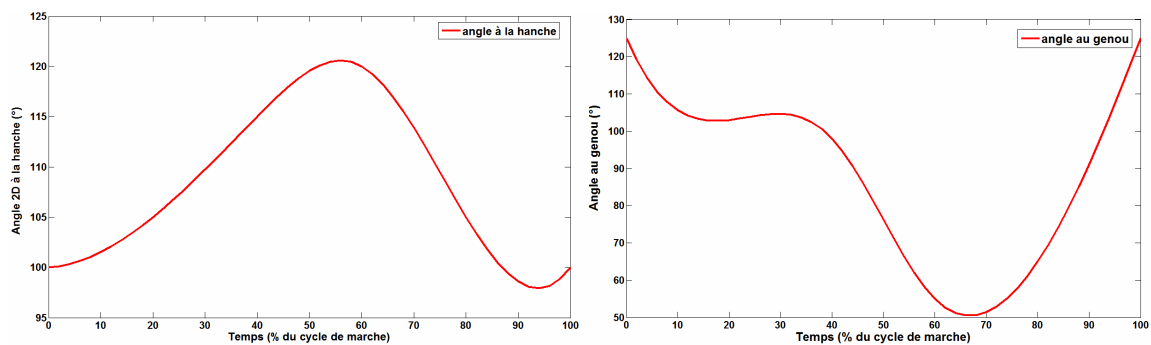


Figure 5.16: Angles pour un Bonobo, *Pan paniscus* d'après D'Août et coll. (2002).

De manière à avoir une idée de la forme de la poulaine en 2D, on applique ensuite une résolution par cinématique directe de type analytique (voir section 5.1.2.1 du chapitre 2), en prenant en compte les dimensions des segments cuisses ($l_c=0.24m$) et tibia ($l_t = 0.25m$). Nous obtenons alors la poulaine bidimensionnelle présentée à la Figure 5.17. Nous pouvons la comparer à une poulaine humaine et remarquer que la différence entre les deux espèces réside principalement dans la longueur des pas. Cette poulaine sert alors de base de référence à laquelle nous pouvons confronter nos résultats.

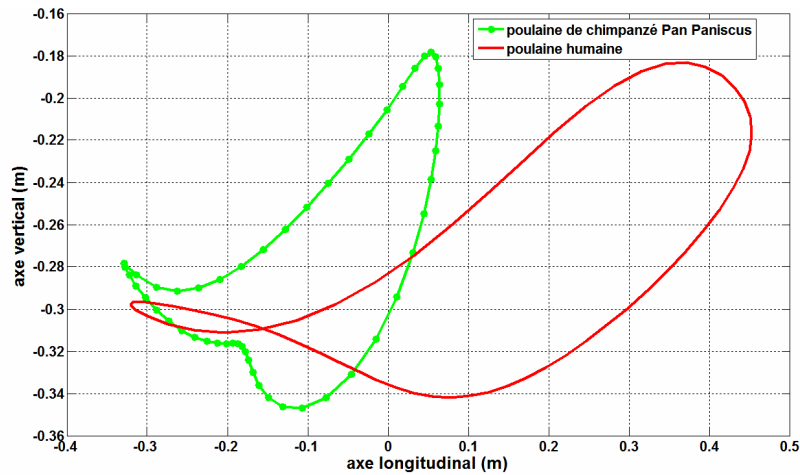


Figure 5.17: poulaine de *Pan paniscus*, d'après D'Août et coll. (2002). Comparaison à la poulaine d'un homme.

De la même façon que dans la section précédente, nous appliquons au squelette numérique de chimpanzé les dix poulaines humaines. Les résultats de simulation montrent tout d'abord des formes de poulaines différentes de celles obtenues chez l'homme. En effet, la trajectoire présente une forme spécifique caractérisée par une montée du pied plus importante et une longueur de pas moindre telle que le montrent certains travaux (D'Août et coll., 2004) (cf. Figure 5.18).

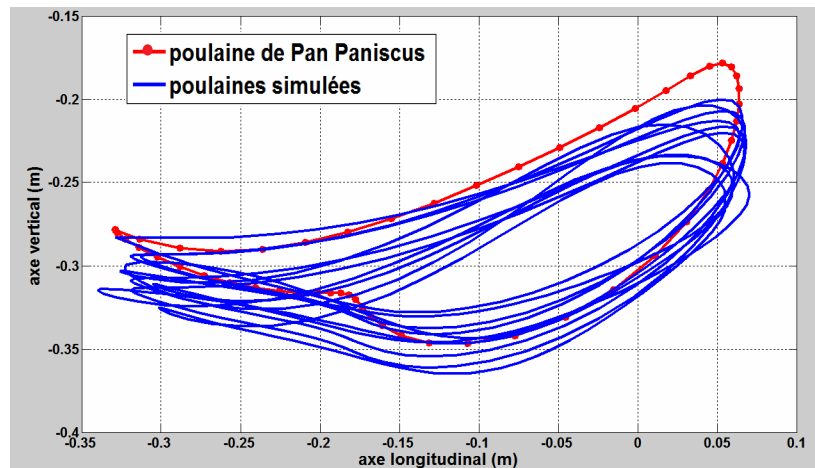


Figure 5.18: Comparaison des dix poulaines simulées sur un squelette numérique de Chimpanzé, *Pan troglodytes*, à une poulaine de *Pan paniscus*.

De plus nous pouvons noter que malgré l'application de 10 poulaines issues d'une espèce différente, nous obtenons une forme assez homogène pour les trajectoires simulées, même si l'on observe une dispersion plus importante des poulaines simulées de primates en comparaison aux poulaines humaines (S.D.= 5.3 cm pour les chimpanzés vs. SD = 2.1cm

pour les hommes). Etant donné que de nombreux travaux montrent que les données cinématiques de chimpanzés sont très variables (selon l'âge, l'espèce, etc) (D'Août et coll., 2002, 2004), nous n'avons pas effectué de comparaison formelle par rapport aux trajectoires simulées. Nous nous cantonnons à une démarche plus qualitative quant à la forme attendue de la trajectoire.

Enfin, nous notons que pour les 10 poulaines simulées, on obtient des valeurs de travail de forces internes relativement proches les unes des autres, et supérieures à celle calculées chez l'homme ($\overline{W}_{\text{optimisé}} = 30.2 \pm 1.1$ J/Kg/min pour l'homme vs. $\overline{W}_{\text{optimisé}} = 38.7 \pm 2.9$ J/Kg/min pour un chimpanzé, soit une baisse de 18.7%) (Tableau 5.9). Cependant, il nous est impossible de comparer nos valeurs à d'autres travaux, étant donné l'absence de valeurs reportées dans la littérature.

Poulaine réelle appliquée au squelette et appartenant au sujet n°	$W_{\text{optimisé}}$ (J/Kg/min)
1	34.1
2	38.7
3	38.7
4	39.2
5	39.8
6	34.1
7	37.9
8	41.7
9	43.2
10	40.3
Moyenne	38.7
Déviati on standard	2.9

Tableau 5.9: Tableau récapitulatif des valeurs de travail des forces internes optimisées chez 10 sujets humains.

Compte tenu des résultats présentés concernant des espèces actuelles pouvant pratiquer la bipédie, nous avons également souhaité appliquer notre méthode à une espèce disparue. Compte tenu de la qualité de conservation du squelette de « Lucy » attribué à l'espèce *Australopithecus afarensis*, nous avons testé quelques hypothèses concernant son mode de déplacement bipède (longueurs de pas, posture etc...). Cet exemple appliqué au

domaine de la paléontologie doit à terme nous permettre d'affiner notre méthode et de tester les critères validés chez l'homme. Nous présentons ci-après les premiers résultats obtenus sur cette espèce.

4.2.3 Application à *Australopithecus afarensis* (« Lucy »)

Les vestiges du squelette attribués à l'espèce *Australopithecus afarensis* « Lucy » constituent un matériel de choix en vue de la caractérisation des formes de bipédie. En effet, le squelette de la chaîne articulaire pelvienne est quasi complet avec notamment, l'os coxal, le sacrum, le fémur, le tibia, la fibula (péroné) et le talus (astragale) (cf. Figure 5.19a). Des observations, complémentaires, relatives notamment aux parties non représentées par ce spécimen, sont réalisées sur d'autres fossiles provenant de la localité 129 de Hadar (AL129) (Johanson et coll., 1979 ; Taieb et coll., 1974) (Figure 5.19b). Ainsi, les squelettes reconstruits par les paléontologues peuvent être testés dans le cadre de notre méthode (cf. Figure 5.19c). Evidemment, nous ne pouvons pas disposer de données expérimentales concernant cette espèce. Dans ce cas, on suppose alors que si l'approche prédit relativement bien la locomotion de divers bipèdes vivants, elle devrait raisonnablement s'appliquer à des espèces disparues.

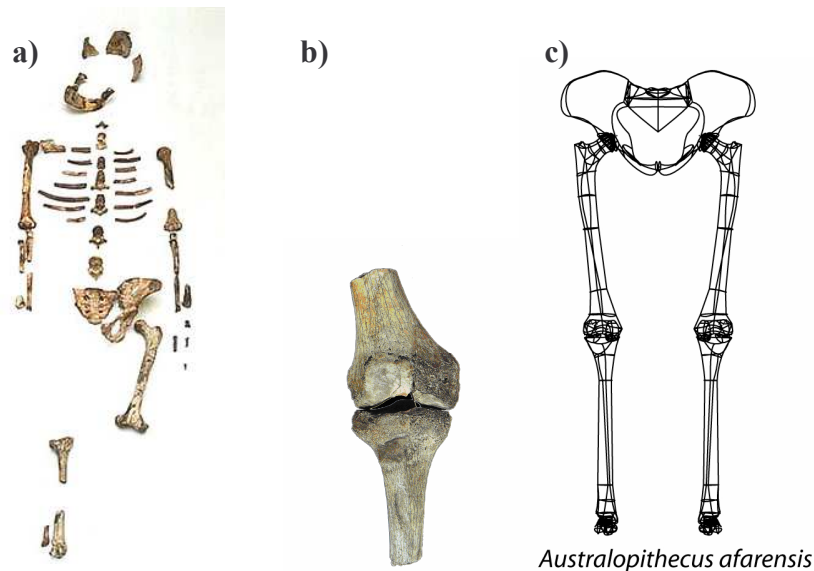


Figure 5.19: a) squelette de Lucy, b) Genou associé à AL129-1 et intégré au squelette de Lucy (Johanson et coll., 1979), c) posture de référence associée (squelette provenant du National Museum of Addis Abeba, Ethiopia).

Nous proposons d'organiser le travail selon plusieurs objectifs. La première section vise à tester l'influence de paramètres inertiels et des butées sur les résultats simulés. La

deuxième partie teste l'influence d'une démarche fléchie sur les paramètres simulés. Enfin, nous proposons une dernière application visant à tester l'influence de la longueur de pas sur les paramètres simulés.

4.2.3.1 Influence des paramètres inertiels

Tout d'abord, étant donné les paramètres inconnus d'inertie, nous suivons une méthodologie proche de celle adoptée dans plusieurs précédentes simulant le mouvement de locomotion bipède pour des espèces disparues (Crompton et coll., 1998 ; Kramer et Eck., 2000 ; Sellers et coll., 2003, 2004, 2005). En effet, nous présentons les résultats de poulaines et de travail des forces internes obtenus pour les deux configurations suivantes :

- table anthropométrique d'homme telle qu'utilisée en chapitre 5 (Zatsiorsky et coll., 1990).
- table anthropométrique de chimpanzé, *Pan troglodytes*, telle qu'utilisée en section 4.2.2. (Schoonaert et coll., 2007).

Dans ces deux cas, on applique une poulaine humaine moyenne sur le squelette de Lucy. Nous avons fixé ici la longueur des pas à une longueur fixée arbitrairement à $L=50\text{cm}$, qui correspond à une valeur inférieure à celle classiquement mesurée chez l'homme. La posture de référence est proposée par les paléontologues et correspond à celle décrite à la Figure 5.19. Pour cette posture de référence, la hauteur de la chaîne ostéoarticulaire, mesurée en position de référence est environ de -0.57m , pour une longueur absolue de la chaîne (somme des longueurs segmentaires) de 0.59m .

Les résultats montrent que les poulaines et les valeurs de travail des forces internes sont proches dans les deux configurations « homme » ou « chimpanzé » (cf. Figure 5.26).

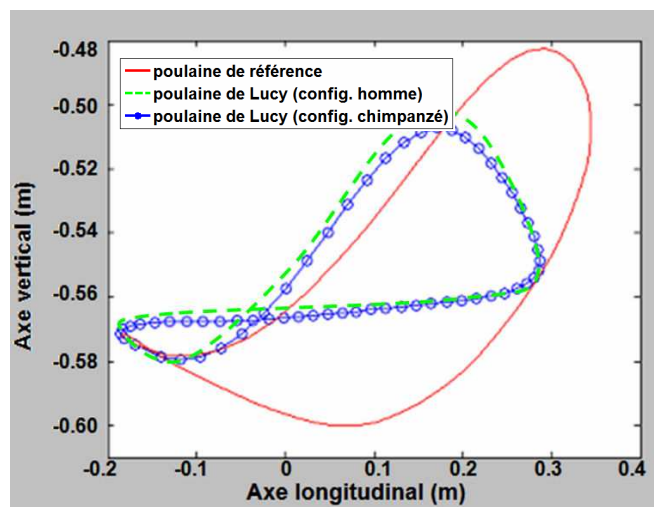


Figure 5.20 : Comparaison des poulaines optimisées de Lucy à la poulaine de référence, et selon différentes tables anthropométriques (homme et chimpanzé).

En effet, les valeurs de travail des forces internes sont de l'ordre de 52 à 53 J.Kg⁻¹.min⁻¹, tandis que les trajectoires optimisées engendrent un travail de l'ordre de 31 à 32 J.Kg⁻¹.min⁻¹ (soit une baisse de 39%). On notera également que les valeurs optimisées restent plus proches de celles obtenues précédemment chez l'homme ($\overline{W_{\text{optimisé}}} = 32.6 \text{ J.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$) que celles obtenues chez le chimpanzé ($\overline{W_{\text{optimisé}}} = 38.7 \text{ J.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$).

	WFint _{référence}	WFint _{optimisé}
Lucy (homme)	52.7	31.6
Lucy (chimpanzé)	53.5	32.5

Tableau 5.10: comparaison des valeurs de travail des forces internes pour Lucy, selon la table anthropométrique choisie.

Les valeurs obtenues ici dépendent *a priori* de la longueur des pas. En effet, plusieurs travaux notent que les variables cinématiques, dynamiques, et énergétiques varient fortement avec la longueur des pas (voir Alexander (2003) ou Kirtley (2006) pour une revue de questions). Nous nous proposons dans la section suivante d'analyser l'influence du paramètre de longueur de pas sur le travail des forces internes.

4.2.3.2 Influence de la longueur des pas

Notre méthode permet de contraindre la trajectoire simulée à passer par les empreintes que nous souhaitons imposer. Nous avons dans cette section choisi de vérifier si la longueur de pas influait sur les trajectoires et les valeurs de travail de forces internes obtenues. Les restes fossilisés du squelette de Lucy permet de tester l'influence de ce paramètre sur le mouvement généré.

Des empreintes associées à la même espèce que Lucy ont été trouvées en Tanzanie (Leakey et Hay, 1979) et fournissent donc des informations pertinentes sur les longueurs de pas (cf. Figure 5.21). Même si ces empreintes ne peuvent pas être de façon certaine attribuées à Lucy, elles permettent d'apporter quelques hypothèses supplémentaires pour mieux retrouver la locomotion probable de cette espèce.

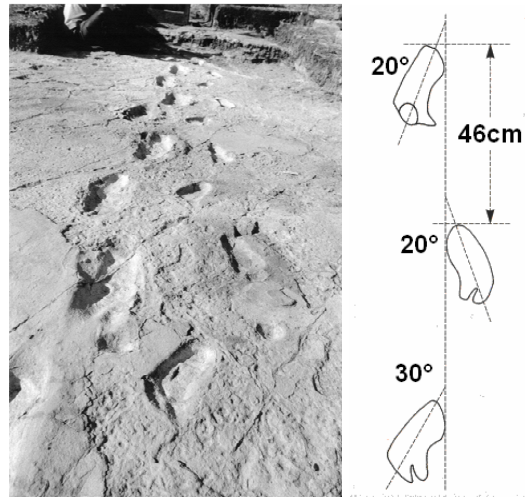


Figure 5.21: a) empreintes de Laetoli (Cliché de P. Jones & T. White, dans J.G, Fleagle, 1999) ; b) disposition des trois empreintes de pas 34, 35, 36 de la piste G1 de Laetoli (Tanzanie).

Nous avons donc choisi d'appliquer une poulaine humaine moyenne au squelette de Lucy et de tester différentes longueurs de pas dans notre méthode, s'échelonnant entre 20 et 60cm, par incrément de 5cm. Concernant les valeurs de longueurs de pas retenues concernant la piste de Laetoli, nous avons retenu la valeur $L=46\text{cm}$ proposée dans la littérature (Leakey et Hay, 1979 ; Leakey et Harris, 1987). Le Tableau 5.11 présente les valeurs de travail des forces internes obtenues pour ces différentes configurations.

Longueur de pas (cm)	20	25	30	35	40	45	Empreinte de Laetoli (46cm)	50	55	60
Travail des forces internes										
(J.Kg ⁻¹ .min ⁻¹) Lucy (configuration homme)	28.9	28.5	28.3	25.9	26.8	28.1	29.1	31.3	32.4	33.0
Travail des forces internes										
(J.Kg ⁻¹ .min ⁻¹) Lucy (configuration chimpanzé)	29.3	29.1	28.7	26.9	27.1	29.0	30.2	31.6	33.2	33.7

Tableau 5.11 : Influence de la longueur des pas sur les valeurs du travail des forces internes chez Lucy.

Ces valeurs peuvent être représentées selon la Figure 5.22.

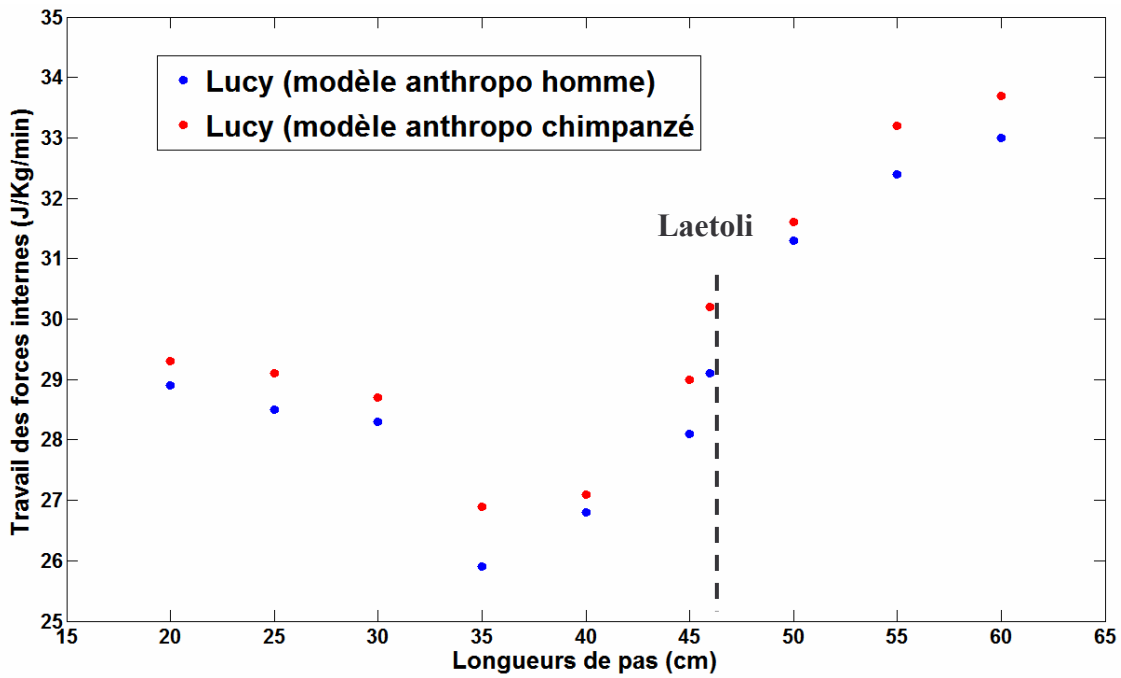


Figure 5.22: Influence de la longueur des pas sur les valeurs du travail des forces internes.

Les résultats montrent que la longueur de pas qui semble minimiser les valeurs de travail des forces internes se situent entre 35 et 40 cm. Cette longueur est légèrement inférieure à celle trouvée pour une espèce contemporaine à Lucy (empreintes de Laetoli en Tanzanie : 46cm). Par ailleurs, nous obtenons des formes de poulaines qui conservent une forme assez similaire, mais se différenciant de celles obtenues chez l'homme ou le chimpanzé. En effet, pour la longueur optimale au sens du travail des forces internes, nous obtenons la trajectoire simulée présentée à la Figure 5.23. En effet, elles se caractérisent toutes deux par une montée du pied (de l'ordre de 7cm) plus importante que celle issue de la poulaine de référence. Cette hauteur est proche de celle simulée pour une longueur de pas de $L=0.5m$ (cf. Figure 5.20). De plus, la position de l'effecteur est simulée à $-0.55m$, ce qui est tout à fait compatible avec la hauteur de la chaîne ostéoarticulaire, mesurée en position de référence (env. 0.57m). Enfin, pour cette longueur de pas, on constate que les trajectoires optimisées sont légèrement écrasées verticalement, diminuant ainsi les oscillations verticales du centre de masse et la remontée du pied pendant la phase de balancement.

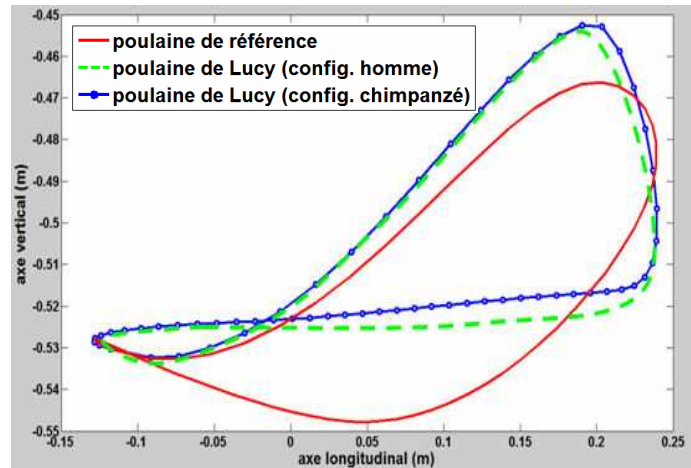


Figure 5.23: Poulaines de Lucy pour la longueur de pas $L=0.35m$.

Nous obtenons également les angles caractéristiques suivants pour la longueur optimale proposée de $L=35cm$ (Figure 5.24). Nous observons des différences par rapport aux angles calculés chez l'homme (cf Figure 5.12) principalement au niveau de la rotation interne/externe au niveau de la hanche.

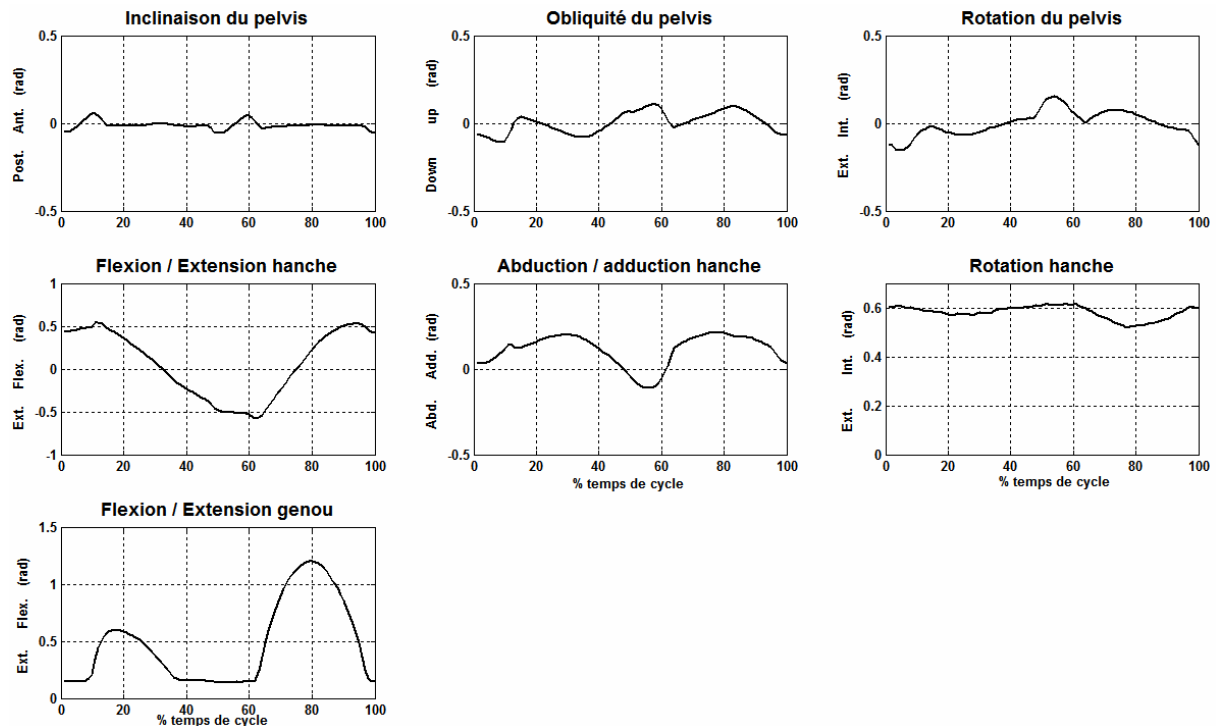


Figure 5.24: Angles simulés chez *Australopithecus afarensis* (« Lucy ») pour une longueur de pas $L=0.35m$.

La Figure 5.25 illustre le mouvement obtenu pour Lucy, pour une longueur de pas $L=0.35m$. Nous pouvons constater que les pieds passent par les empreintes imposées. Pour les besoins de cette animation, nous avons mis à l'échelle les empreintes de Laetoli à la longueur désirée de $0.35m$.

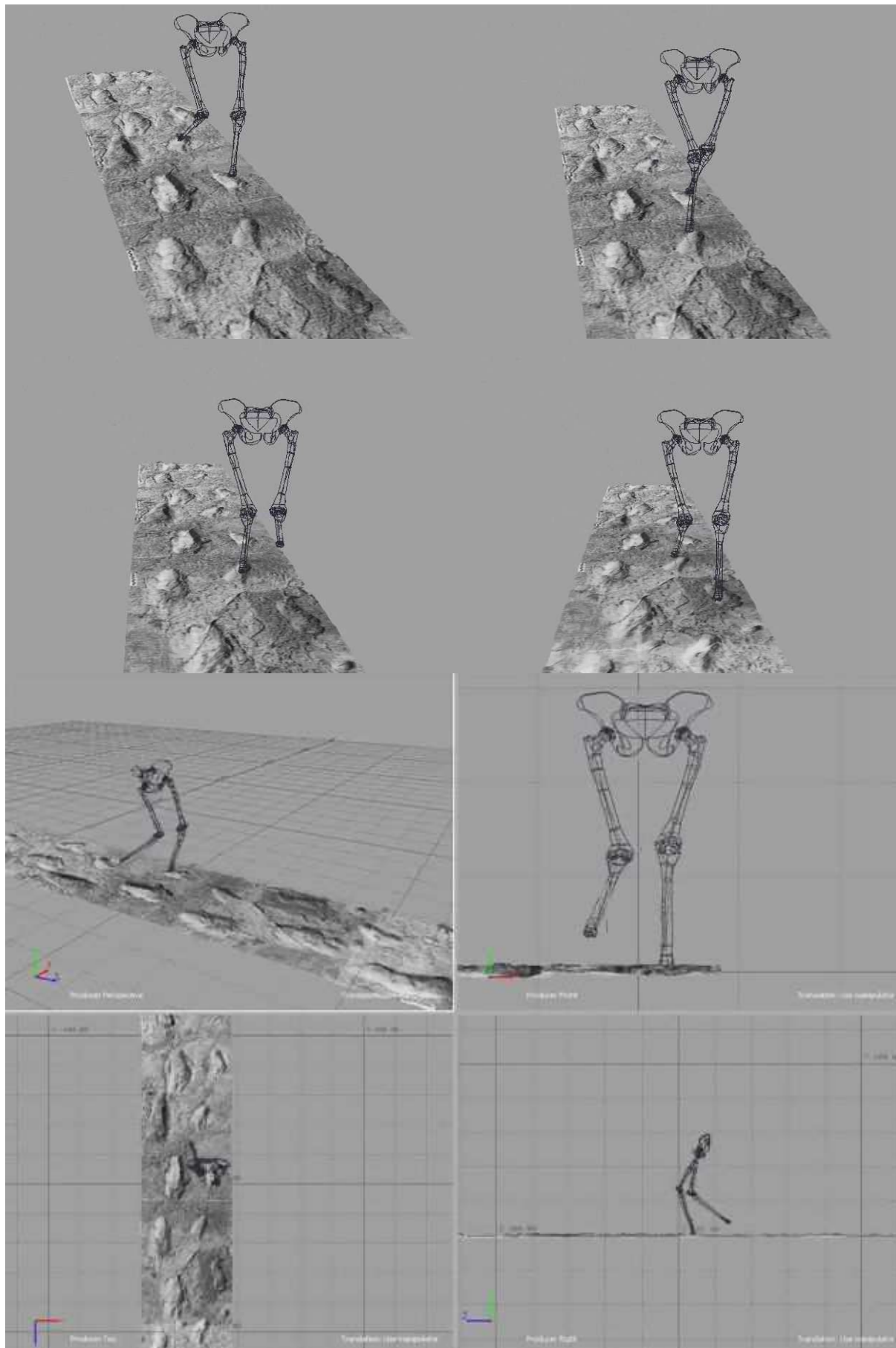


Figure 5.25 : Animation 3D de la locomotion bipède de Lucy, obtenue pour une longueur $L=0.35\text{m}$.

4.2.3.3 Marche fléchie vs. marche érigée

Nous avons également souhaité tester l'influence d'une démarche fléchie et érigée sur les résultats simulés. En effet, certains auteurs ont abordé la locomotion de Lucy en se demandant si elle était apte à une démarche plutôt fléchie ou érigée (Crompton et coll., 1998 ; Sellers et coll., 2004). Dans le but d'évaluer notre modèle dans un contexte similaire, nous avons testé deux postures extrêmes : l'une fléchie et l'autre érigée telle que pratiquée chez l'homme. La longueur de pas retenue correspond à la longueur de pas optimale obtenue précédemment ($L=35\text{cm}$). D'une part, nous avons appliqué une poulaine de référence mise à l'échelle de Lucy puis l'avons translatée selon l'axe vertical de 10cm de manière à recréer une démarche fléchie. D'autre part, nous avons appliqué une poulaine de référence simplement mise à l'échelle de Lucy. Les résultats de poulaines pour la marche fléchie sont présentés à la Figure 5.26.

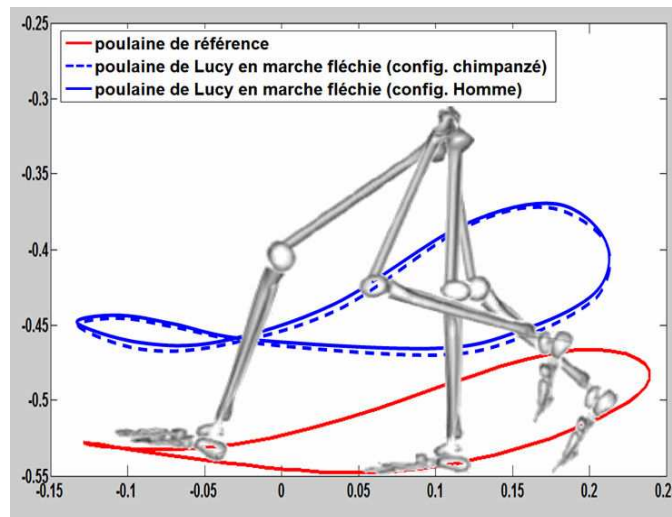


Figure 5.26 : Poulaines simulées pour Lucy : comparaison d'une démarche fléchie et érigée.

Concernant les valeurs de travail des forces internes, nous obtenons des valeurs assez similaires quelle que soit la table anthropométrique utilisée. Nous remarquons que la posture fléchie influence de manière notable les valeurs de travail des forces internes. En effet, en posture érigée, le travail des forces internes présente des valeurs de l'ordre de $29 \text{ J.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, tandis qu'en posture fléchie, ces valeurs sont quasiment doublées (de l'ordre de $55 \text{ J.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$). Ces résultats sont en accord avec l'absence de transfert entre énergies potentielle et cinétique classiquement retrouvés pour une démarche fléchie.

La Figure 5.27 montre quelques copies d'écran du mouvement généré après optimisation dans le plan sagittal et dans le plan frontal pour un homme, un chimpanzé, et Lucy.

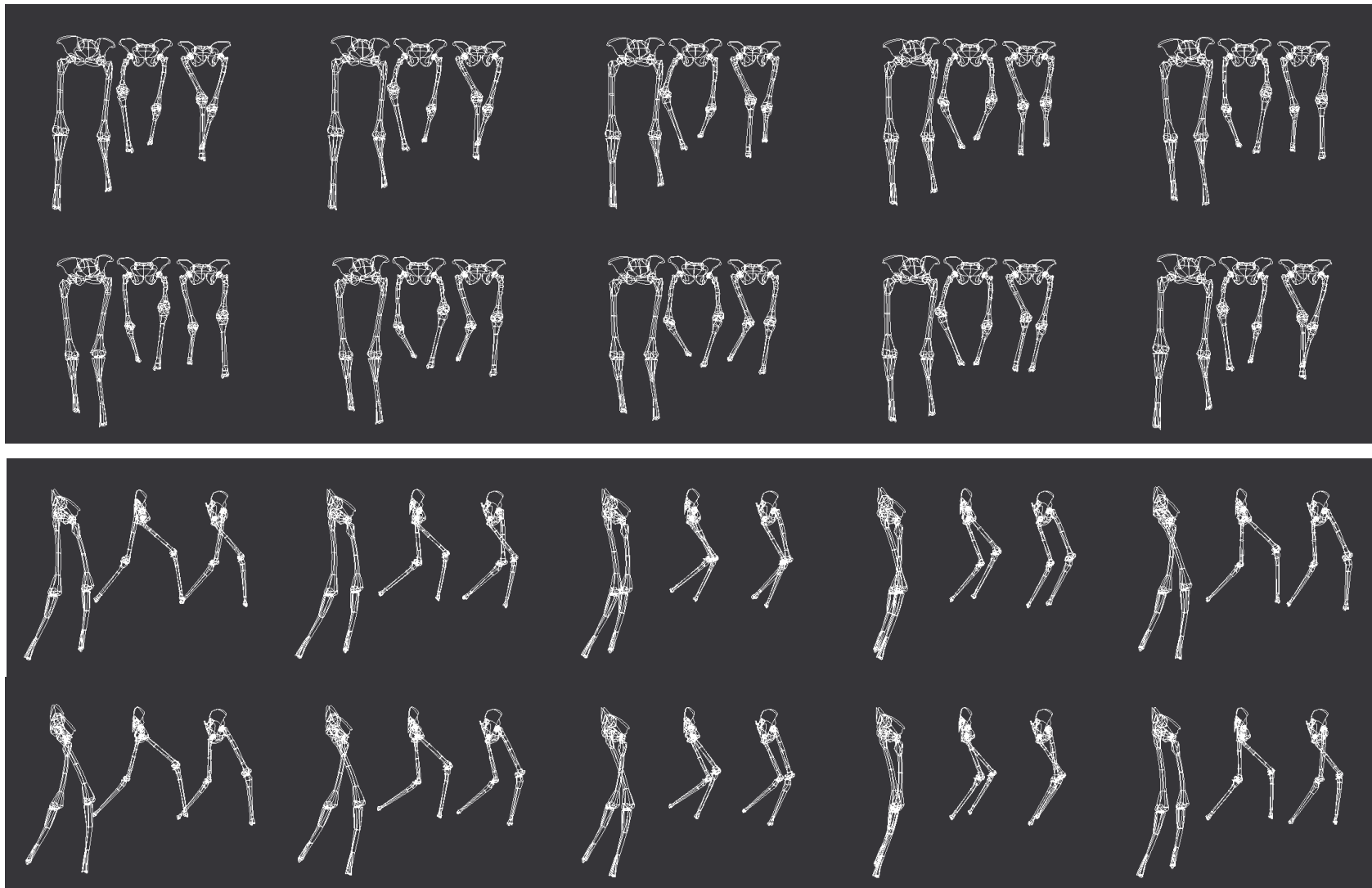


Figure 5.27: copies d'écran du mouvement généré après optimisation dans le plan frontal et dans le plan sagittal.

5 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons développé une méthode de simulation de la locomotion utilisant des paramètres anatomiques (longueurs segmentaires, axes de rotations...) et posturaux (posture de référence). Elle se fonde sur une méthode de déformation de mouvements et le module de cinématique inverse que nous avons présenté au chapitre 5. Cette méthode permet de tester un ensemble d'hypothèses issues de la biomécanique ou des neurosciences. Dans ce chapitre, nous avons choisi de minimiser le travail des forces internes et le Jerk pour en vérifier l'incidence sur le mouvement généré. Les résultats obtenus pour les deux types d'espèces bipèdes (hommes et chimpanzés) sont encourageants. Cela nous a permis de proposer des premiers résultats concernant *Australopithecus afarensis* (« Lucy »).

Tout d'abord, nous avons appliqué la poulaine de chaque individu à son propre squelette numérique. Le but recherché ici était de vérifier si notre méthode génère des trajectoires proches de celles naturellement choisies par un individu. Nous avons ainsi pu montrer que notre méthode sélectionne une poulaine simulée très proche de (ou identique à) la poulaine originelle. Comme nous avons pu le constater, ce résultat est obtenu en faisant varier la poulaine (qui prend ainsi des formes très variables) et de conserver celle qui minimise les critères. De plus, le travail des forces internes résultant (optimisé suivant les critères) est très proche du travail réel pour chacun des individus. Ce type de résultat semble indiquer que le choix de nos critères (travail des forces internes et Jerk) est pertinent concernant notre population. Cependant, pour deux sujets, nous obtenons des trajectoires (et des valeurs de travail des forces internes) qui s'écartent des valeurs réelles. Plusieurs raisons sont susceptibles d'expliquer ce type de résultat. En particulier, la présence de minima locaux dans l'espace de recherche pourrait parfois empêcher de trouver une solution optimale au sens des critères choisis. En effet, la méthode d'optimisation de type Multi Directionnelle (MDS) ne peut pas assurer que l'espace de recherche soit correctement exploré dans le cas de multiples minima locaux.

Pour vérifier cette hypothèse d'influence des minima locaux, nous avons testé différentes poulaines de référence sur un même squelette. Nous avons ainsi pu montrer que notre méthode ne produit pas une unique poulaine résultante quelque soit celle de référence, mais pouvait conduire à des résultats différents. Ceci semble donc indiquer la présence de minima locaux. Pour pallier à cette limite, il serait nécessaire d'adapter la méthode

d'optimisation. Cependant, nous avons montré que, dans une majorité des cas (8 cas sur 10), la méthode converge vers une solution proche de ce que les sujets ont naturellement produit.

Nous avons ensuite évalué isolément l'effet de chaque paramètre utilisé dans notre approche sur le mouvement calculé. Dans un premier temps, nous avons appliqué une même poulaine à différents squelettes humains. Les résultats mettent en évidence le fait que les trajectoires simulées semblent tendre vers des formes globalement similaires quelles que soient les dimensions du squelette. Par ailleurs, on peut noter que notre méthode a toujours tendance à simuler des valeurs de travail des forces internes légèrement inférieures à celles utilisant la poulaine de référence : de l'ordre de 4.5% en moyenne. Néanmoins, ces valeurs restent supérieures de 12.5% en moyenne aux valeurs réelles mesurées sur les sujets. Ceci semble indiquer que les critères choisis ainsi que les pondérations pourraient être affinés. De plus, la cinématique inverse utilisée pour calculer le travail des forces internes effectue une optimisation locale, comme nous l'avons évoqué au chapitre 5. Ceci conduit à quelques erreurs (principalement l'anticipation des rotations du bassin) qui peuvent entraîner des surévaluations du travail des forces internes par rapport au mouvement naturel. A l'avenir, il semble donc essentiel de traiter ce problème de résolution locale de la cinématique inverse. En conclusion de ce paragraphe, malgré ces limitations, notre méthode permet de retrouver assez correctement les principales caractéristiques des trajectoires réelles, comme en témoignent les faibles erreurs entre les trajectoires réelle et simulée (inférieures à 2cm en moyenne).

Pour compléter l'étude, nous avons appliqué des poulaines différentes à un même squelette numérique. L'objectif recherché ici était de juger de l'influence isolée des trajectoires initiales sur le mouvement généré. Les résultats sont très semblables malgré des poulaines de départ très différentes. Si on calcule la déviation standard entre les poulaines de départ, on obtient 7.8cm. Après optimisation, les poulaines résultantes sont plus proches (déviation standard de 2.1cm). Idéalement, il faudrait que la poulaine résultante soit toujours la même, quelle que soit celle de départ. Ceci indique encore une fois la présence de minima locaux. Cependant, ces minima semblent relativement proches de la vraie solution vu la réduction importante de déviation standard après optimisation. Pour peaufiner cette recherche, il serait nécessaire de tester des formes plus variées de poulaines, par exemple issues d'autres espèces bipèdes. Des collaborations sont actuellement instaurées par l'intermédiaire des paléanthropologues de l'URP 2147, de manière à mener des campagnes de mesure sur divers primates non humains. Le but sera alors de vérifier si nous obtenons toujours des trajectoires simulées proches, malgré des trajectoires de référence issues d'autres espèces bipèdes.

Une autre perspective concerne les opérateurs de mise à l'échelle de la poulaine de départ. Cette opération pourrait ne pas se limiter à un simple facteur de proportionnalité de type linéaire appliqué à la totalité de la poulaine (selon chaque plan). En particulier, une taille supérieure de segments corporels n'entraîne pas obligatoirement une augmentation de hauteur des pas. On peut donc faire l'hypothèse que le facteur d'échelle suivant les axes principaux (longitudinal, latéral et vertical) n'est pas le même. Ceci a été montré aussi chez le chimpanzé comme l'illustre la Figure 5.17 (D'Août et coll., 2002). Une solution pourrait probablement consister à prendre en compte la hauteur du pas.

Toujours à propos de la mise à l'échelle de la poulaine de référence, plusieurs critères peuvent être envisagés. Dans ce document, nous utilisons le rapport de longueur du tibia projetée selon l'axe vertical pour les deux sujets (celui ayant produit la poulaine de référence et celui à simuler). L'avantage de cette méthode est de se fonder sur des mesures anatomiques d'un os (le tibia ici) mais ne prend pas totalement en compte la taille complète de la jambe et sa configuration en posture de référence. Une étude spécifique à cet opérateur de mise à l'échelle semble donc nécessaire. Il serait par exemple intéressant de vérifier si d'autres facteurs de mise à l'échelle, par exemple fondés sur le nombre de Froude (Alexander et Jayes, 1983 ; Vaughan et O'Malley, 2005 ; Steudel-Numbers et Weaver, 2006 ; Kramer et Miller, 2007), sur la longueur totale des membres inférieurs ou sur la longueur efficace des membres inférieurs (Pontzer, 2007) permettraient d'améliorer encore nos résultats. En effet, une récente étude montre que la longueur efficace (représentée par la distance de la hanche au sol) explique pour 98% de la variance du coût énergétique chez des mammifères, des oiseaux, des reptiles ou des arthropodes (Pontzer, 2007). Cette longueur pourrait donc à l'avenir constituer un critère assurant une adaptation au squelette, et pouvant être mis en rapport avec le coût énergétique associé à la locomotion. De manière générale, notre méthode peut constituer une plate forme de test d'opérateurs géométriques (pouvant par exemple être considéré comme paramètre d'entrée à notre module) à appliquer à la trajectoire de référence. L'objectif serait de tester quelle longueur engendre la meilleure correspondance entre la poulaine réelle simulée (longueur réelle ou projetée de tibias, longueur cumulée ou efficace des membres inférieurs?).

Malgré l'ensemble des améliorations envisagées, nous avons pu présenter des résultats prometteurs sur l'homme et le chimpanzé. Une première application au squelette de Lucy a aussi été proposée mais, évidemment, nous ne pouvons pas disposer de données expérimentales concernant la bipédie d'*A. afarensis*. Aussi, on suppose que si l'approche prédit relativement bien la locomotion de divers bipèdes vivants, elle devrait raisonnablement

s'appliquer à des espèces éteintes. Il reste toutefois à augmenter le nombre de sujets et d'espèces pratiquant la bipédie pour conclure. Nous avons ainsi testé une reconstruction du squelette de Lucy et proposé un mouvement de locomotion probable sur la base de nos critères. Etant donné les inconnues de masses segmentaires et d'inerties, nous avons proposé de tester des configurations se fondant sur des tables anthropométriques humaines (Zatsiorsky et coll., 1990) ou du chimpanzé (Schoonaert et coll., 2007). Nous avons pu mettre en évidence des résultats de simulation relativement similaires quelle que soit la table anthropométrique choisie, autant au niveau des trajectoires articulaires que des valeurs de travail des forces internes. Même si quelques études en biomécanique ou s'intéressant à la simulation des hominidés fossiles confirment ces résultats (Yoko et coll., 1998 ; Sellers et coll., 2003, 2004, 2005), on peut s'interroger sur l'effet réel de ces paramètres sur l'équilibre, la dépense métabolique, la cinématique globale mais aussi le coût mécanique de la locomotion (Steudel, 1990a, 1990b ; Hoyt et coll., 2000 ; Raichlen, 2005a, 2005b, 2006 ; Lemelin et Schmitt, 2004 ; Preuschoft, 2004).

Les faibles différences entre les deux configurations proposées pourraient, entre autres, s'expliquer par le fait que le corps est décomposé en uniquement 5 segments rigides. Même si les répartitions des masses ne sont pas semblables entre l'homme et le chimpanzé, il est possible que notre décomposition ne permette pas de différencier suffisamment les mouvements simulés. Par exemple, dans notre modèle, nous ne prenons pas en compte l'influence des bras et de leurs oscillations sur le mouvement simulé. Pourtant, il est montré que ces oscillations sont ajustées de manière à diminuer le coût énergétique de la marche en comparaison à une locomotion les bras le long du corps (Kuo, 2007). Cependant, les données concernant le haut du corps restent très fragmentaires concernant certains squelettes fossiles tels que celui de Lucy.

Notre méthode permet de découpler et de tester l'influence de multiples variables sur le mouvement simulé et sur le travail des forces internes associé. Dans cette philosophie, nous avons proposé une application originale visant à tester différentes longueurs de pas sur le squelette de Lucy. Sur la base de notre méthode et des critères proposés, nous avons ensuite comparé nos valeurs à celles retrouvées à Laetoli (Tanzanie) (Leakey et Harris, 1987). Les résultats obtenus montrent que le travail des forces internes varie de façon nette avec la longueur de pas. En particulier, il semble qu'il existe une longueur de pas optimale du point de vue de ce critère. Ce résultat semble en accord avec les résultats issus de la littérature. Il est en effet montré que la vitesse de confort (ainsi que la longueur de pas) est choisie de manière à diminuer le coût énergétique (Minetti et coll., 1995). L'existence d'une courbe de forme

similaire semble donc cohérente dans notre application. Cependant, dans une étude ultérieure, il serait intéressant de vérifier si la longueur optimale mesurée en référence à la minimisation du travail des forces internes coïncide avec la longueur optimale obtenue à vitesse de confort. De la même manière, il serait intéressant de vérifier si cette hypothèse est valide chez l'homme et d'autres primates non humains. Si l'on accepte cette hypothèse, nous pouvons montrer que la longueur des pas optimale pour Lucy serait de l'ordre de 0.35 à 0.40m, ce qui est légèrement inférieur à la longueur des empreintes mesurées à Laetoli (0.46m).

En dehors de cette application, il est important de noter que nous n'avons pas exploité les données issues de l'orientation du pied qui sont également disponibles sur les empreintes de Laetoli (Leakey et Harris, 1987) et qui pourraient modifier les résultats précédents. Cependant, nous ne disposons pas d'une reconstruction complète du pied de Lucy, ce qui nous a poussé à ne retenir que la longueur de pas en première approche. Pour des applications ultérieures, il serait cependant nécessaire de compléter notre modèle en incluant les pieds. Plusieurs pistes sont en cours de développement dans le cadre de notre collaboration avec les paléontologues. Notamment, la recherche de données topologiques podales permettrait d'alimenter des modèles cinématiques ou dynamiques. Dans la littérature, il existe des approches s'attachant à découper le pied en plusieurs segments et à évaluer les contraintes interarticulaires ou le coût de la marche selon différentes reconstructions (Wang et coll., 2006 ; Buczec et coll., 2006). De manière générale, un travail dédié au fonctionnement du pied, à sa représentation et à son intégration dans un système locomoteur complet semble incontournable.

Nous avons aussi proposé une application originale visant à tester l'influence d'une marche fléchie sur les valeurs du travail des forces internes. Nous avons ainsi pu remarquer, comme attendu, que le travail des forces internes est plus important lorsque le sujet est fléchi par rapport à une marche érigée. Ce type de résultats (obtenu par simulation) est en accord avec de nombreuses études expérimentales en biomécanique, qui montrent l'absence de transfert entre énergies potentielle et cinétique lors d'une démarche fléchie (Heglund et coll., 1982 ; Alexander, 2004 ; Ogihara et coll., 2007). Il serait donc possible, dans une démarche ultérieure, de mettre en lien le degré de flexion aux articulations avec le bilan énergétique résultant. Ce type de résultat n'aurait pas pu être obtenu par simulation en se contentant d'appliquer directement des données cinématiques à chacune des articulations d'un hominidé fossile comme cela se fait couramment (Crompton et coll., 1998 ; Kramer, 1999 ; Kramer et Eck, 2000).

De manière fondamentale, nous avons conçu un système minimisant l'énergie et le Jerk en préservant une longueur imposée des pas. Toutefois, le lien entre le travail des forces internes et l'énergie dépensée n'est pas trivial (Minetti et coll., 1994b). L'état des connaissances actuelles montre que le travail des forces internes est un bon indicateur de la dépense globale du système locomoteur lors de la marche (Burdett et coll., 1983 ; Minetti et coll., 1994). Malgré les résultats prometteurs présentés dans ce travail, nous pourrions imaginer tester d'autres critères et évaluer leur impact sur le mouvement généré. En effet, l'objectif de ce travail est de fournir une plate forme générique de tests de lois. D'autres critères tels que la minimisation des couples articulaires (Kang et Freeman, 1993) ou la prise en compte du *Zero Moment Point* ZMP (Vukobratović et Borovac, 2004), pourraient donc également être inclus dans notre modèle et confrontés aux mesures expérimentales.

Chapitre 6

Conclusion générale et perspectives

« Le principe de l'évolution est beaucoup plus rapide en informatique que chez le bipède »

- Jean Dion, Extrait du journal québécois « Le Devoir » - 10 Mai 1997 -

Dans ce travail, nous avons proposé une méthode de simulation de la locomotion bipède prenant en compte des données ostéologiques et des hypothèses locomotrices issues des champs de la biomécanique ou des neurosciences. Le modèle présenté répond particulièrement à un problème d'analyse/synthèse du mouvement. En effet, l'approche développée s'inscrit tout à fait dans la figure 6.1.

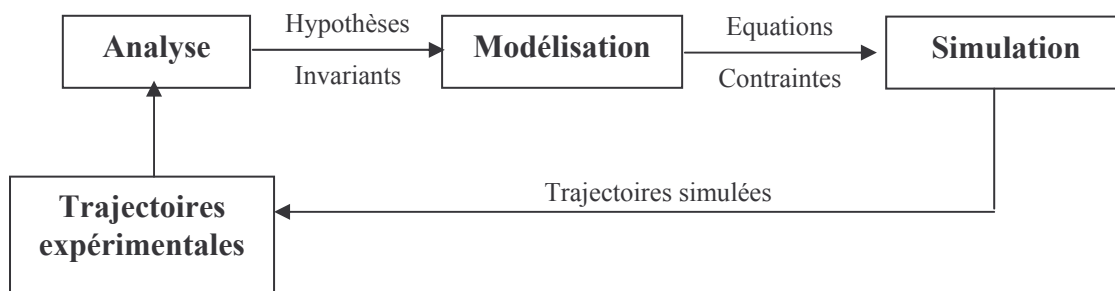


Figure 6.1 : Synopsis montrant l'interaction entre analyse et synthèse du mouvement.

On dispose de données ostéologiques (ou des propositions de reconstruction pour les espèces fossiles), d'hypothèses sur le placement des empreintes et la durée d'un cycle. A partir de ces informations, notre approche est capable de calculer une locomotion probable au sens des critères choisis : ici, minimisation de l'énergie et du Jerk. Pour compléter la boucle de la figure 6.1, les trajectoires simulées sont confrontées à des données expérimentales pour tenter de valider les différentes hypothèses et les critères choisis.

Une des contributions majeures de cette thèse est de pouvoir tester différentes configurations anatomiques pour les mettre en lien avec le mouvement. Ce type d'approche se différencie des travaux antérieurs pour lesquels il n'existait pas de réelle adaptation du mouvement au squelette. En effet, la majorité des précédentes études appliquent des données cinématiques à un squelette sans vérifier que le mouvement est compatible avec la morphologie de la créature (Crompton et coll., 1998 ; Kramer, 1998 ; Kramer et Eck, 1999, 2000). Cette approche multidisciplinaire se différencie également de celles fondées sur l'anatomie comparée (e.g., Aiello et Dean, 1990) et traditionnellement utilisées en paléontologie. En effet, ces approches considèrent des os isolément du système locomoteur complet alors que ce dernier est à la base des simulations que nous proposons.

Dans ce travail, nous avons choisi de modéliser uniquement les membres inférieurs sans prendre en compte le haut du corps ni les pieds. Le faible nombre de données osseuses disponibles pour les fossiles engendre des hypothèses trop fortes que nous souhaitons éviter. A terme, il pourrait néanmoins être envisagé de modéliser également le haut du corps qui participe activement à l'équilibre de l'individu, ainsi que les pieds qui contribuent fortement

au mouvement de locomotion. Toutefois, les acquis obtenus sur ce système plus simple (tests sur les tâches secondaires et modélisation du squelette) peuvent servir à la constitution d'un système plus complexe.

Nous avons testé notre méthode de simulation en confrontant les résultats simulés aux valeurs réelles obtenues sur une population humaine. Nous avons ainsi pu vérifier que les critères retenus dans cette thèse (minimisation du Jerk, du travail des forces internes, énergie cinétique de rotation...) offrent des résultats encourageants. Dans cette approche, nous avons choisi de minimiser le travail des forces internes pour le système complet et l'énergie cinétique de rotation pour la cinématique inverse. A l'avenir, il serait intéressant de tester lequel de ces critères énergétiques est le plus pertinent pour n'en garder qu'un seul.

D'ailleurs, d'après la littérature, la minimisation de l'énergie métabolique semble être le critère de référence classiquement reconnu pour la locomotion bipède (Alexander, 2005 ; Bejan et Marden, 2006). Malheureusement, son équivalent mécanique est loin d'être trivial à exprimer. En l'état actuel des connaissances sur la locomotion bipède, l'énergie métabolique est généralement approchée par la minimisation du travail des forces internes que nous avons décidé d'inclure dans notre approche. Malgré les limites qui entourent cette notion (pas de prise en compte des contractions isométriques, coût métabolique associé au travail positif – concentrique – et négatif – excentrique – présentant des valeurs non identiques) (Asmussen et Bonde-Petersen, 1974 ; Luhtanen et Komi, 1978 ; Minetti et coll., 1994b), nous parvenons à des résultats prometteurs.

De même, nous pourrions imaginer tester d'autres critères et évaluer leur impact sur le mouvement généré. En effet, l'objectif de ce travail est de fournir une plate forme générique de tests de lois. D'autres critères, comme les lois de covariance planaire (Bianchi et coll., 1998) pourraient constituer des candidats intéressants. Dans notre approche, ces lois doivent être exprimées comme des fonctions à minimiser. Pour chaque nouveau critère testé, il sera nécessaire d'étudier les interactions entre les fonctions de coût à minimiser et, en particulier, les poids à associer à chacune.

De plus, on peut se demander si ces critères restent valides pour d'autres populations, telles que des primates non humains. Dans un contexte plus large, il serait donc intéressant de vérifier l'ensemble des tendances identifiées chez l'homme en appliquant notre méthode à d'autres espèces bipèdes. Nous poursuivons nos collaborations avec Gilles Berillon, Lyliane Rosetta (UPR 2147 du CNRS, Paris) et Kristiaan d'Août (Laboratoire de Morphologie Fonctionnelle, Université d'Anvers, Belgique), également membre du projet, afin de proposer des protocoles expérimentaux sur différentes espèces de primates non-humains. Même si cette

collaboration s'inscrit dans une problématique dépassant le cadre spécifique de cette thèse, elle permettra d'obtenir un jeu de données comparatives utile à notre module de calcul de mouvement. Nous espérons ainsi à terme améliorer encore notre méthode, en confrontant nos résultats à des données réelles pour de multiples espèces bipèdes. L'idée centrale de notre démarche est de valider notre outil à un grand nombre d'espèces bipèdes. Si cette démarche est valable, on peut alors estimer qu'il y aura de grandes chances qu'elle s'applique au squelette d'hominidés fossiles tels que celui de « Lucy ».

Du point de vue mécanique, même si notre mouvement reste énergétiquement valide, on est en droit de se demander si les couples articulaires générés sont réalisables. D'autres critères tels que la minimisation des couples articulaires (Kang et Freeman, 1993), pourraient donc également être inclus dans notre modèle et confrontés aux résultats présentés dans ce travail. De la même manière, nous pourrions prendre en compte des notions d'équilibre, surtout si le haut du corps est inclus dans le modèle. L'objectif serait de pouvoir gérer l'équilibre dynamique de la créature en utilisant, par exemple, le *Zero Moment Point* (Vukobratović et Branislav, 2004), comme cela se fait en robotique humanoïde.

De plus, dans notre travail, nous avons considéré des articulations simplifiées (rotule et pivot uniquement), alors que la réalité est plus complexe. A l'avenir, nous souhaitons mettre en utiliser des articulations plus proches de la réalité, ce qui nécessiterait de disposer de données topologiques plus précises. Il serait aussi nécessaire d'associer un comportement locomoteur plus précis pour chaque articulation.

Dans ce travail, nous avons fait le choix de ne pas utiliser les méthodes dynamiques de simulation. Ce choix était motivé par le fait que les contrôleurs liés à ces méthodes sont très difficiles à paramétrer. En effet, ces méthodes nécessitent généralement d'utiliser des connaissances sur la forme des trajectoires articulaires (Hodgins, 1995) ou cherchent à reproduire le contrôle moteur humain (Gorce et Vanel, 1996). Dans le premier cas, vu notre cahier des charges, il était impossible de définir des formes types de trajectoires puisque ce sont les inconnues que nous cherchons à évaluer. Dans le second cas, cela faisait apparaître un grand nombre de paramètres de contrôle qu'il aurait été difficile de calibrer pour les différentes espèces de primates sur lesquelles nous souhaitons travailler.

D'autres méthodes utilisant la dynamique pouvaient être envisagées telles que les optimisations de trajectoires à partir de contraintes spatio-temporelles (Witkin et Kass, 1988). Ces méthodes permettent de modifier une trajectoire de base et des couples articulaires jusqu'à minimiser un critère donné. Ce critère aurait pu être choisi parmi ceux testés dans cette thèse pour chercher un mouvement naturel correspondant aux paramètres anatomiques

de la créature. Cependant, cela aurait impliquer de sélectionner un mouvement de référence complet afin d'initialiser le processus. Cette contrainte nous paraît trop forte et nous avons préféré nous limiter à la définition d'une poulaine de référence, ce qui nous semblait moins contraignant.

Toujours concernant les systèmes dynamiques, il aurait été aussi possible d'utiliser des réseaux de neurones ou d'autres systèmes fondés sur de l'apprentissage. Cependant, ces systèmes sont principalement efficaces lorsqu'on cherche à interpoler un comportement à partir d'un corpus d'apprentissage très vaste. Or, dans notre cas, il était impossible de définir un tel corpus et nous aurions été dans le cas défavorable d'extrapolation qui ne conduit pas toujours à des solutions acceptables.

La dynamique est, toutefois, un point déterminant dans le mouvement humain. Le corps est soumis à des forces externes et le système de contrôle doit produire des configurations nécessaires pour adapter les forces externes à la performance motrice souhaitée. C'est, par exemple, le cas de l'équilibre dynamique qui est largement étudié en robotique humanoïde. A l'avenir, il nous paraît essentiel d'aborder ce type de problème. Cela pourrait s'effectuer de différentes manières. Tout d'abord, nous pourrions ajouter de nouvelles contraintes pour contrôler, par exemple, la position du *Zero Moment Point*, comme nous l'évoquions plus haut. Nous pourrions aussi limiter les couples articulaires produits afin d'éviter des valeurs irréalistes. Plus généralement, l'approche des filtres dynamiques (Yamane et Nakamura, 2003) nous semble très intéressante. Elle consiste à filtrer un mouvement ne respectant pas obligatoirement les lois de la dynamique. Nous pourrions ainsi utiliser l'approche décrite dans ce document pour proposer un mouvement qui pourrait ensuite être corrigé pour respecter la dynamique. Cette approche ne nécessiterait aucune connaissance nouvelle sur la forme des trajectoires et ne comporterait presque pas de nouveaux paramètres spécifiques au mouvement humain. Il resterait toutefois à calibrer les paramètres du filtre, ce qui est un problème difficile.

Malgré les améliorations à apporter, nous avons pu présenter des résultats prometteurs sur des sujets humains, ce qui nous a permis d'envisager une application originale au squelette de l'*Australopithecus afarensis* « Lucy ». L'objectif principal de cette application n'était pas de retrouver le mouvement de locomotion de Lucy (ce qui reste une tâche encore largement ouverte et très complexe), mais plutôt de proposer une approche permettant de tester différentes hypothèses de reconstruction. Une application fondamentale consistait notamment à évaluer l'influence de la longueur des pas sur le mouvement simulé. Nous avons ainsi pu

établir que le travail des forces internes semblait affecté par la longueur de pas et conduirait à une valeur optimale.

Nous devons toutefois rappeler qu'une longueur de pas est optimale pour une vitesse de confort. Dans notre approche, nous supposons que l'utilisateur fournit la durée d'un cycle de marche ou bien reprend celle de la poulaine de référence. A l'avenir, il serait donc nécessaire de pouvoir contrôler la vitesse de marche. Ceci permettrait de tester l'influence de ce paramètre sur le mouvement simulé, et de l'adapter au squelette dont nous cherchons à simuler la locomotion.

Pour conclure, en plus de l'apport scientifique dans le domaine de l'analyse du mouvement, notre travail a des implications directes dans le domaine des activités physiques et sportives. En effet, nous avons montré que nous sommes en mesure de prédire correctement un mouvement admissible par une créature bipède. Cette démarche est donc le premier pas vers l'optimisation de la performance pour toutes sortes d'activités physiques. Comme nous l'avons rappelé précédemment, l'objectif est de trouver le geste adapté à une anatomie et à des contraintes données, ce qui répond également à des exigences de performance sportive. A terme, nous souhaiterions dériver notre outil sur des populations extrêmes, telles que des sujets obèses, des sportifs de haut niveau, ou des individus présentant une démarche pathologique (travail initié dans la thèse de Nicolas Fusco au laboratoire). Dans ces différents domaines, classiquement, les chercheurs utilisent des méthodes statistiques pour extraire des relations entre paramètres. Le problème est que de très nombreux facteurs peuvent intervenir dans la réalisation d'une performance et qu'il est presque impossible d'isoler expérimentalement l'influence de l'un d'entre eux. Ceci conduit à des écarts-types importants qui ne permettent pas toujours de conclure. Avec la simulation, il est possible de modifier un unique paramètre (ex. : la longueur du tibia) et d'en calculer l'impact sur la performance. Dans ce cas, même une petite différence numérique sur les résultats est obligatoirement liée au paramètre modifié. C'est donc un outil prometteur pour le domaine des STAPS afin de comprendre les fondamentaux de la performance motrice.

Chapitre 7 :

Bibliographie

- A -

- Abdel-Aziz, Y.I., Karara, H.M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry*. Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry, pp. 1-18.
- Aerts, P., Van Damme, R., Van Elsacker, L., Duchêne, V. (2000). Spatiotemporal gait characteristics of the hind-limb cycles during voluntary bipedal and quadrupedal walking in bonobos (*Pan paniscus*). *Am J. Phys. Anthropol.* 111, 503–517.
- Aiello, L., Dean, C. (1990). An introduction to human evolutionary anatomy. London: Academic Press.
- Ait-Haddou, R., Jinha, A., Herzog, W., Binding, P. (2004). Analysis of the force-sharing problem using an optimization algorithm. *Mathematical Biosciences* 191, 11-122.
- Alexander, R.M., Jayes, A.S. (1983). A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *J Zool Soc Lond* 201, 135–152.
- Alexander, R.Mc.N., 1984. Stride length and speed for adults, children and fossil hominids. *American Journal of Physical Anthropology* 63, 23–27.
- Alexander, R.M. (1976). Estimates of speeds of dinosaurs. *Nature* 261:129–30.
- Alexander, R.M. (1991). How dinosaurs ran. *Sci Am* 264(4):62–8.
- Alexander, R.M. (1991). Characteristics and advantages of human bipedalism. - In: Rayner, J.M.V. & Wooton, R.J. (eds.): *Biomechanics and human evolution*: 255-265; Cambridge (Cambridge University Press).
- Alexander, R.M. (1992). A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Phil. Trans. Roy. Soc. Lond. (B)*, 189–198.
- Alexander, R.M. (1995): Simple models of human movement. *Applied Mechanics Reviews* 48, 461-470.
- Alexander R.M. (1997). A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. *Biological Cybernetics* 76(2), 97-105.
- Alexander R.M. (2004) Bipedal animals, and their differences from humans. *J. Anat.* 204, 321–330.
- Alexander R.M. (2003). *Principles of Animal Locomotion*. Princeton University Press. 384p.
- Allard, P., Cristofolini, L., D’Lima, D.D., Kirtley, C. Leardini, A. Rosenbaum, D., Schmid, O., Siegler, S., Stokes, S., Whittle, M., Witte, H., Wu., G. (2003). Author’s response. *Journal of Biomechanics* 36, 303–304.

Anderson, F.C., Pandy, M.C. (2001). Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 123, 381-390.

Andriacchi, T.P., Ogle, J.A., Galante, J.O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics* 10(4), 261-268.

Arnaldi, B. (1989). Conception du noyau d'un système d'animation de scènes tridimensionnelles intégrant les lois de la mécanique. Thèse, Université de Rennes 1.

Ashraf, G., Wong, K.C. (2001). Constrained Framespace Interpolation. *In Proceedings of Computer Animation*, IEEE Computer Society Press, 61-72.

Asmussen, E., Bonde-Petersen, F. (1974). Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. *Acta physiologica Scandaniva* 92, 537-545.

- B -

Badler, N.I., Manoocheghi, K.H., Walters, G. (1987). Articulated figure positioning by multiple constraints. *IEEE Computer Graphics and Applications* 7(6), 28-38.

Baerlocher, P., Boulic, R. (1998). Task-Priority Formulations for the Kinematic Control of Highly Redundant Articulated Structures. *Proc. Intelligent Robots and Systems. Innovations in Theory, IEEE IROS'98*, 323-329.

Baerlocher, P. (2001). Inverse Kinematics Techniques for the Interactive Posture Control of Articulated Figures. Thèse, École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Suisse.

Baerlocher, P., Boulic, R. (2000). An inverse kinematics architecture enforcing an arbitrary number of strict priority levels. *The Visual Computer* 20(6), 402-417.

Baker, R. (2003). Letter to the editor. 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.

Baker, R. (2007). The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture*, In Press.

Beaupied, H. (2003). Etude mécanique et énergétique de la marche, de la course et de la transition marche-course : influence de la spécialité athlétique. Thèse de L'université de Rennes 2.

Bejan, A., Marden, J.H. (2006). Unifying constructal theory for scale effects in running, swimming and flying. *J Exp Biol.* 209, 238-48.

Berge, C. (1984). Multivariate analysis of the pelvis of hominids and other extant primates: implications for the locomotion and systematics of the different species of australopithecines. *J Hum Evol* 13, 555-562.

Berge, C. (1991). Quelle est la signification fonctionnelle du pelvis très large de *Australopithecus* (AL288-1)? In Y. Coppens & B. Senut (Eds.), *Origine(s) de la bipédie chez les Hominidés*. *Cah. Paléanthropol.*, CNRS, Paris, 113–119.

Berge C. (1994) : How did the australopithecines walk ? a biomechanical of the hip and thigh of *Australopithecus afarensis*. *Journal of Human Evolution* 26, 259-273.

Berillon, G. (1999). Geometric pattern of the hominoid hallucal tarsometatarsal complex. Quantifying the degree of hallux abduction in early hominids. *Comptes-Rendus de l'Académie des Sciences*, Paris, Série Ila, 328, 627-633.

Berillon, G. (2004) : In what manner could they walk on two legs? An architectural perspective for the functional diagnostics of the early hominids foot. In J. Meldrum (Ed.), *From Biped to Strider*, New York, Kluwer Academic/Plenum Publishers, 83-98.

Berillon, G., Marchal, F. (2005) : Les multiples bipédies des hominidés. *Pour la Science* 330, 76-83.

Berillon, G., Nicolas, G., Multon, F., Marchal, F., Dumont, G., Deloison, Y., Gommery, D. (2005). Testing locomotor hypothesis in early hominids : 3D modeling and simulation of bipedalisms using anatomical data. *American Journal of Physical Anthropology* 106, S40.

Berillon G., Nicolas G., Multon F., Marchal F., Dumont G., Deloison Y., Gommery D., soumis, 3D Modelling and Simulation of Bipedal Displacements in Hominoids using Skeletal Anatomical Data. Implications for the Characterization of Bipedalisms in early Hominids. *Soumis à Journal of Human Evolution*.

Bernstein, N.A. (1967). The co-ordination and regulation of movements. Pergamon Press, Oxford.

Berthoz, A. (1997). Le Sens du mouvement - Eds. O. Jacob.

Bianchi, L., Angelini, D., Orani, G. P., Lacquaniti, F. (1998). Kinematic coordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J. Neurophysiol.* 79, 2155–2170.

Blanchi, J.-P., Pierre, M., Trouillon, P. Vaussenat, R. (1982). Biodynamique de la course : rôle du membre oscillant, *Staps* 6, 11–17.

Bobbert, M.F., van Soest, A.J. (2001). Why do people jump the way they do? *Exercise and Sport Sciences Reviews* 29, 95-102.

Boulic, R., Thalmann, D., Magnenat-Thalmann, N. (1990). A global human walking model with real time kinematic personification. *The Visual Computer* 6(6), 344–358.

Borghese, N.A., Bianchi, L., Lacquaniti, F (1996). Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of Physiology* 494.3, 863-879.

Boulic, R., Magnenat-Thalmann, N., Thalmann D. (1990). Combined direct and inverse kinematic control for articulated figure motion editing. *Computer Graphics Forum* 2(4).

Boulic, R., Mas, R., Thalmann, D. (1996). A robust approach for the center of mass position control with inverse kinetics. *Journal of Computers and Graphics* 20(5).

Boulic, R., Fua, P., Herda, L., Silaghi, M., Monzani, J.S., Nedel, L., Thalmann, D. (1998). An anatomic human body for motion capture. *Proceeding EMMSEC 98*, Bordeaux.

Bramble, D.M, Lieberman, D.E. (2004). Endurance Running and the evolution of the Homo. *Nature* 432, 345-352.

Buczek, F.L., Walker, M.R., Rainbow, M.J., Cooney, K.M., Sanders, J.O. (2006). Impact of mediolateral segmentation on a multi-segment foot model. *Gait & Posture* 23(4), 519-522.

Burdett, R.G., Skrinar, G.S., Simon, S.R. (1983). Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait. *Journal of Orthopaedic Research* 1(1), 63-72.

- C -

Carey, T.S., Crompton R.H. (2005). The metabolic costs of “bent-hip, bent-knee” walking in humans. *J Hum Evol* 48, 25-44.

Cavagna, G.A., Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology* 268, 467-481.

Charteris, J., Leach, D., Taves C. (1979). Comparative kinematic analysis of bipedal and quadrupedal locomotion: A cyclographic technique. *Journal of Anatomy* 128(4), 803-819.

Choi, K., Park, S., Ko, H. (1999). Processing Motion Capture Data to Achieve Positional Accuracy. *The Journal of Graphical Models and Image Processing*, 230-273.

Churchill, D.L., Incavo, S.J., Johnson, C.C., Beynnon, B.D. (1998). The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop.* 356, 111-118.

Cohen, M. (1992). Interactive Spacetime Control for Animation. *Proceedings of ACM SIGGRAPH '92*, vol. .26, 293-302, July 1992. Chicago, Illinois.

Coppens, Y., Senut B. (1991). Origine(s) de la bipédie chez les Hominidés. Paris, CNRS, Cahiers de Paléanthropologie, 301p.

Coppens, Y., Picq, P. (2001). Aux origines de l’humanité, vol. 1. De l’apparition de la vie à l’homme moderne. Editions Fayard.

Coppens, Y. (1999). Pré-ambules. Les premiers pas de l’homme. Editions Poche Odile Jacob.

Courtine, G., Roy, R.R., Hodgson, J., McKay, H., Raven, J., Zhong, H., Yang, H., Tuszynski, M.H., Edgerton, V.R. (2005). Kinematic and EMG Determinants in Quadrupedal Locomotion of a Non-Human Primate (Rhesus). *J Neurophysiol* 93, 3127-3145.

Crompton, R.H., Li, Y., Günther, M.M., Alexander, R.M. (1996). Segment Inertial Properties of Primates: New Techniques for Laboratory and Field Studies of Locomotion. *American Journal of Physical Anthropology* 99(4), 547-570.

Crompton, R.H., Li, Y., Weijie, W., Günther, M., Savage, R. (1998). The mechanical effectiveness of erect and “bent-hip bent-knee” bipedal walking in *Australopithecus afarensis*. *Journal of human Evolution* 35, 55-74.

Crompton, R.H., Li, Y., Thorpe, S.K.S., Wang W.J., Savage, R., Payne, R., Carey, T.C., Aerts, P., Van Elsacker, L., Hofstetter, A., Gunther M.M., D’Aout, K., DeClerq, D. (2003). The Biomechanical Evolution of Erect Bipedality. *Courier Forschungsinstitut Senckenberg* 243:135-146.

- D -

D’Août, K., Aerts, P., De Clercq, D., De Meester, K., Van Elsacker, L. (2002). Segment and joint angles of the hind limb during bipedal and quadrupedal walking of the bonobo (*Pan paniscus*). *Am J Phys Anthropol.* 119, 37–51.

D’Août, K., Aerts, P., De Clercq, D., Schoonaert, K., Vereecke, E., Elsacker, L.V. (2001). Studying bonobo (*Pan paniscus*) locomotion using an integrated setup in a zoo environment: preliminary results. *Primatologie* 4, 191-206.

D’Août, K., Aerts, P., Vereecke, E., Schoonaert, K., De Clercq, D., Van Elsacker, L. (2004). Locomotion in bonobos (*Pan paniscus*): differences and similarities between bipedal and quadrupedal terrestrial walking, and a comparison with other locomotor modes. *J. Anat.* 204, 353-361.

Decker, L., Renous, S., Berge, C., Penin, X. (2006). Analyse Procuste du cyclogramme de la cheville : comparaison de différentes spécialités de sprint. *Comptes Rendus Palevol* 5(3-4), 571-581.

Decker, L., Berge, C., Renous, S., Penin, X. (2007). An alternative approach to normalization and evaluation for gait patterns: Procrustes analysis applied to the cyclograms of sprinters and middle-distance runners. *Journal of Biomechanics* 40(9), 2078-2087.

de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertial parameters. *J. of Biomech.* 29 (9), 1223-30.

Delp, S.L. , Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M. (1990). Interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37, 757–767.

Dempster, W. T. (1955). Space requirements of the seated operator. *WADC Technical Report* (TR-55-159), Wright-Patterson Air Force Base, OH.

Denavit, J., Hartenberg, R.S. (1955). A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *Trans ASME J. Appl. Mech* 23, 215-221.

Di Prampero, P.E. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in the water. *International Journal of Sports Medicine* 7, 55-72.

Donelan, J.M., Kram, R. (1997). The effect of reduced gravity on the kinematics of human walking: a test of the dynamic similarity hypothesis for locomotion. *J. Exp. Biol.* 200, 3193-3201.

Donelan, J.M., Kram, R. (2000). Exploring dynamic similarity in human running using simulated reduced gravity. *J Exp Biol.* 203, 2405-2415.

Dumont, G. Animation de scènes tridimensionnelles : la mécanique des solides comme modèle de synthèse du mouvement. Thèse, Université de Rennes 1, 1990.

Duncan, W.J. (1953). Physical similarity and dimensional analysis. London. Arnold.

- E -

Eckhoff, D.G., Bach, J.M., Spitzer, V.M., Reinig, K.D., Bagur, M.M., Baldini, T.H., Rubinstein, D., Humphries, S. (2003). Three-Dimensional Morphology and Kinematics of the Distal Part of the Femur Viewed in Virtual Reality PART II. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 85-A, Supplement 4.

El Hafi, F., Gorce, P. (1998). Walking dynamic control under unknown perturbation. *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics* 4, 3538-3543.

Esteves, C., Arechavaleta, G., Pettre, J, Laumond, J.P. (2006). Animation Planning for Virtual Mannequins Cooperation. *ACM Transactions and Graphics* 25 (2), 319–339.

- F -

Flash, T., Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neurosciences* 5, 1688–1703.

Froude, W. (1876). On the comparative resistances of long ships of several types. *Trans Inst Naval Architects* 17, 181–188.

Fua, P., Herda, L., Plänkner, R., Boulic, R. (2000). Human shape and motion recovery using animation models. *19th congress, International Society for photogrammetry and remote sensing*, Amsterdam, Netherlands.

Fusco, N., Nicolas, G., Multon, F., Cretual, A., (2006). Simulation of hemiplegic subjects' locomotion. *Lecture Notes in Computer Science* 3881, 236–247.

- G -

Gajer, B., Durey, A., Hanon, C., Thépaut-Mathieu, C. (1997). La poulaine : une représentation complexe de la foulée, *Sci. Sports* 12, 24–25.

Gebo, D.L., (1992). Plantigrady and Foot Adaptation in African Apes: Implications for Hominid Origins. *American Journal of Physical Anthropology* 89, 29–58.

Girard, M. Maciejewski, A.A. (1985). Computational modeling for the computer animation of legged figures. *ACM Computer Graphics* 19(3), 263-270.

Gleicher, M. (1998). Retargetting Motion to New Characters. In *Proceedings of SIGGRAPH'98, Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series*, 33-42.

Gorce, P., Vanel, O. (1996). High level strategy to control the dynamic evolutions of bipedal postures. *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics* 2(14-17), 1459 – 1464.

Gorce, P. (1999). Dynamic postural control method for biped in unknown environnement. *IEEE Trans. System Man And Cybernetic SMC-Part A* 29(6), 616-626.

Goswami, A. (1998). A new gait parameterization technique by means of cyclogram moments: Application to human slope walking. *Gait & Posture* 8(1), 15-36.

Grasso, R., Zago, M., Lacquaniti, F. (2000). Interactions between posture and locomotion: motor patterns in humans walking with bent posture versus erect posture. *J. Neurophysiol.* 83, 288–300.

Gray, H. (1918). Anatomy of the human body. Lea & Febiger.

Greville, T.N.E. (1959). The pseudoinverse of a rectangular or singular matrix and its application to the solution of systems of linear equations. *SIAM Review*, vol. 1, no. 1, 38-43.

Grood, E.S., Suntay, W.J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering* 105, 136–144.

Guihard, M., Gorce, P. (2001). BIPMAN dynamic impedance controller based on a biomechanical approach. *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics* 5, 2997-3002.

Guo, S., Roberge, J. (1996). A high-level control mechanism for human locomotion based on parametric frame space interpolation. In *Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation*, 95-107, Poitiers, France. Springer Verlag.

- H -

Hanafusa, H., Yoshikawa, T., Nakamura, Y. (1981). Analysis and Control of Articulated Robot with Redundancy. *Proc. Of IFAC 1981*, vol. 4, 1927-1932.

- Harcourt-Smith, W.E.H., Aiello, L.C. Fossils, feet and the evolution of human bipedal locomotion (Review). *Journal of Anatomy* 204, 403-416.
- Hase, K., Yamazaki, N. (1998). Computer Simulation of the Ontogeny of Bipedal Walking. *Anthropological Science* 106 (4), 327-347.
- Heglund, N.C., Fedak, M.A., Taylor, C.R., Cavagna, G.A. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. IV. Total mechanical energy changes as a function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of Experimental Biology* 97, 57-66.
- Herda, L., Fua, P., Plänkers, R., Boulic, R., Thalmann, D. (2001). Using skeleton-based tracking to increase the reliability of optical motion capture. *Human movement science* 20(3), 313-341.
- Hicheur, H., Terekhov A.V., Berthoz, A. (2006). Intersegmental coordination during human locomotion : does planar covariation of elevation angles reflect central constraints ? *J Neurophysiol* 96(3), 1406-1419.
- Hirasaki, E., Ogihara, N., Hamada, Y., Kumakura, H., Nakatsukasa, M. (2004). Do highly trained monkeys walk like humans? A kinematic study of bipedal locomotion in bipedally trained Japanese macaques. *J Hum Evol* 46, 739-750.
- Hodgins, J.K., Wooten, W.L., Brogan, D.C., O'Brien, J.F. (1995). Animating Human Athletics. In *Proceedings of ACM SIGGRAPH'95, Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series*, 71-78.
- Hodgins, J.K. (1996). Three-dimensional human running. *IEEE International Conference on Robotics and Automation* 4(22-28), 3271-3276.
- Hodgins, J.K., Pollard, N.S. (1997). Adapting Simulated Behaviors For New Characters. In *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, Los Angeles, California, August 1997. Addison Wesley.
- Holt, K.G., Hamill, J., Andres, R.O. (1991). Predicting the minimal energy costs of human walking. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23, 491-498.
- Houdijk, H., Bobbert, M.F., De Koning, J.J., De Groot, G. (2003). The effects of klapskate hinge position on push-off performance: a simulation study. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35(12), 2077-2084.
- Hoyt, D.F., Wickler, S.J., Cogger, E.A. (2000). Time of contact and step length: The effect of limb length, running speed, load carrying and incline. *J. Exp. Biology* 203, 221-227
- Hreljac, A., Martin, P.E. (1993). The relationship between smoothness and economy during walking. *Biological Cybernetics* 69(3), 213-218.
- Hreljac, A., Martin, P.E. (1991). Relationship Between Economy and Jerk-Cost During walking. *15th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. October 16-18, 1991, Arizona State University, Tempe, AZ, USA.

Hreljac, A. (1993a). Preferred and energetically optimal gait-transition speeds in human locomotion. *Med. Sci. Sport Exer.* 25, 1158-1162.

Hreljac, A. (1993b). The relationship between smoothness and performance during the practice of a lower limb obstacle avoidance task. *Biological Cybernetics* 68(4), 375-379.

Hreljac, A., Marshall, R.N. (1998). The relationship between running smoothness and injuries. *North American Congress on Biomechanics*. University of Waterloo Waterloo, Ontario, Canada August 14-18.

Huang, Q., Yokoi, K., Kajita, S., Kaneko, K., Arai, H., Koyachi, N., Tanie, K. (2001). Planning Walking Patterns for a Biped Robot, *IEEE Trans. on Robotics and Automation* 17(3).

Hutchinson, J.R., Gatesy, S.M. (2006). Dinosaur locomotion. Beyond the bones. *Nature* 440, 292-294.

Huxley, T.H. (1863). Evidence as to Man's Place in Nature. University of Michigan Press, *Ann Arbor Paperbacks*, AA-24, 184 pp.

- I -

Inman, V.T., Ralston, H.J., Todd, F. (1981). Human Walking, Williams & Wilkins.

Isler, K., Payne, R.C., Günther, M.M., Thorpe, S.K.S., Li, Y., Savage, R., Crompton R.H. (2006). Inertial properties of hominoid limb segments. *Journal of Anatomy* 209(2), 201-218.

- J -

Jenkins, F.A. Jr. (1972). Chimpanzee bipedalism: cineradiographic analysis and implications for the evolution of gait. *Science* 178, 877-879.

Johanson, D.C., White, T.D., Coppens, Y. (1978). A new species of the genus *Australopithecus* (Primates, Hominidae) from the Pliocene of Eastern Africa. *Kirtlandia*, 28, 2-14.

Johanson, D.C., Lovejoy, C.O., Kimbel, W.H., White, T.D., Ward, S.C., Bush ME, Latimer BM, Coppens, Y. (1982). Morphology of the Pliocene partial hominid skeleton (A.L. 288-1) from the Hadar formation, Ethiopia. *Am J Phys Anthropol* 57, 403-452.

Johanson, D., C.O. Lovejoy, and K.G. Heiple. 1979. "Functional implications of the Afar knee joint." *American Journal of Physical Anthropology* 45, pp. 188.

Jungers, W.L. (1982). Lucy's limbs: skeletal allometry and locomotion in *Australopithecus afarensis*. *Nature* 297, 676-678.

- K -

- Kajita, S., Kanehiro, F., Kaneko, K., Fujiwara, K., Harada, K., Yokoi, K., Hirukawa, H. (2003). Biped Walking Pattern Generation by using Preview Control of Zero-Moment Point, *In Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics & Automation*.
- Kang, H., Freeman, R.A. (1993). Null space damping method for local joint torque optimization of redundant manipulators. *Journal of Robotic Systems* 10(2), 249-270.
- Kapandji, I.A. (2002). Physiologie articulaire 2. Membre inférieur. Editions MALOINE.
- Kerdok, A.E., Biewener, A.A, McMahon, T.A., Weyand, P.G., Herr, H.M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol*, 92(2), 469 - 478.
- Kimura, T., Okada, M., Ishida, H. (1977). Dynamics of primate bipedal walking as viewed from the force of foot. *Primates* 18, 137-147.
- Kimura, T. (1990). Comparison of dynamics of bipedal walking in chimpanzees and humans. *In: Society of Biomechanism, editor. Biomechanism*. Volume 10. Tokyo: University of Tokyo Press. p 97-105.
- Kimura, T., Okada, M., Ishida, H. (1979). Kinesiological characteristics of primate walking: its significance in human walking. *In: Environment, Behavior, and Morphology: Dynamic Interactions in Primates*. M.E. Morbeck, H. Preuschoft & N. Gomberg eds., pp. 297-311. G. Fischer, New York.
- Kimura, T. (1986). Kinesiology of quadrupedal locomotion in infant chimpanzees. *In: Biomechanisms 8. Soc. Biomechanisms Japan*, pp. 74-82. University of Tokyo Press, Tokyo.
- Kimura, T. (1991). Body center of gravity and energy expenditure during bipedal locomotion in humans, chimpanzees and macaques. *Primate Rep* 31, 19-20.
- Kirtley, C. (2006). Clinical Gait Analysis: Theory and Practice. Churchill Livingstone, 328p.
- Klein, C.A., Blaho, B.E. (1987). Dexterity measures for the design and control of kinematically redundant manipulators. *The International Journal of Robotics Research* 6(2), 72-83.
- Klein, C.A., Huang, C.H. (1983). Review of pseudoinverse control for use with kinematically redundant manipulators. *IEEE Trans. on Systems Man and Cybernetics*, 245-250.
- Ko, H., Badler, N.I. (1993). Straight-Line Walking Animation Based on Kinematic Generalization that Preserves the Original Characteristics. *In Proceedings of Graphics Interface '93*, 9-16, San Fransisco, Mai 1993.
- Koga, Y., Kondo, K., Kuffner, J., Latombe, J.C. (1994). Planning motions with intentions. *In ACM Computer Graphics, Annual conference series*, 395-408.

Komura, T., Shinagawa Y., Kunii, T.L. (2000). Creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model. *The Visual Computer* 16(5), 254–270.

Komura, T., Shinagawa, Y. (2001). Attaching physiological effects to motion-captured data. In *GRIN'01 : No description on Graphics Interface*, pages 27–36, Toronto, Ontario, Canada, 2001. Canadian Information Processing Society.

Korein, J.U. (1986). *A Geometric Investigation of Reach*, Cambridge MA, MIT Press.

Korein, J.U., Badler, N.I. (1982). Techniques for generating the goal-directed animation of articulated structures. *IEEE Computer Graphics and Application* 2(9), 71–81.

Kramer, P.A., Miller, I.S. (2007). The energetics of human walking: Is Froude number (Fr) useful for metabolic comparisons? *Gait & Posture*, In Press.

Kramer, P.A. (1998). *Locomotor Energetics and Limb Length in Hominid Bipedality*. Ph.D. Dissertation, University of Washington.

Kramer, P.A., Eck, G.G. (2000). Locomotor energetics and leg length in hominid bipedality. *Journal of Human Evolution*, 38, 651–666.

Kulpa, R. (2005). *Adaptation interactive et performante des mouvements d'humanoïdes synthétiques : aspects cinématique, cinétique et dynamique*. Thèse de l'Université de Rennes 1.

Kuo, A.D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science*, In press.

Kyröläinen, H., Komi, P.V., Belli, A. (1995). Mechanical efficiency in athletes during running. *Scandinavian Journal of Medicine and Sciences in Sports* 5, 200–208.

- L -

Lacquaniti, F., Maioli, C. (1994). Coordinate transformations in the control of cat posture. *J Neurophysiol.* 72(4), 1496–1515.

Larney, E., Larson, S.G. (2003). Compliant walking in primates: Elbow and knee yield in primates compared to other mammals. *Am. J. Phys. Anthropol.* 125(1), 42–50.

Laszlo, J., van de Panne, M., Fiume, E. (1996). Limit Cycle Control And Its Application To The Animation Of Balancing And Walking. *Proceedings of the ACM SIGGRAPH'96*, 155–162.

Latash, M.L. (1993) *Control of movement*. Champaign, IL. Human Kinetics publishers.

Latimer, B., Ohman, J.C., Lovejoy, C.O. (1987). Talocrural joint in African hominoids: implications for *Australopithecus afarensis*. *Am. J. Phys. Anthropol.* 74, 155–175

Leakey, M.D., Harris, J.M. (Eds) (1987). Laetoli: a Pliocene site in Northern Tanzania. Oxford, Clarendon Press.

Lauder, G.V. (1996). The argument from design. In: Rose MR, Lauder GV, editors. *Adaptation*. San Diego: Academic Press.

Leakey, M.D., Hay, R.L. (1979): Pliocene footprints in the Laetoli Beds at Laetoli, northern Tanzania. *Nature* 278, 317-323.

Lejeune, T.M., Willems, P.A., Heglund N.C. (1998). Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *J. exp. Biol.* 201, 2071-2080.

Lemelin, P., Schmitt, D. (2004). Seasonal Variation in Body Mass and Locomotor Kinetics of the Fat-Tailed Dwarf Lemur (*Cheirogaleus medius*). *Journal of Morphology* 260, 65–71.

Li, Y., Crompton, R.H., Günther, M.M., Alexander, R.McN., Wang, W.J. (1996). Characteristics of Ground Reaction Forces in Normal and Chimpanzee-like Bipedal Walking by Humans. *Folia Primatologica* 66, 13-159.

Liegeois, A. (1977). Automatic supervisory control of the configuration and behavior of multibody mechanisms, *IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 7, no. 12, pp. 868–871.

Liu, Z., Gortner, S., Cohen, M. (1994). Hierarchical spacetime control. *Proceedings of ACM SIGGRAPH '94*, 35–42, July 1994. Orlando, Floride.

Lovejoy, O. (1988). Evolution of human walking. *Sci. Am.* 259, 118–125.

Lovejoy, O.C. (2007). The natural history of human gait and posture: Part 3. The knee. *Gait & Posture* 25(3), 325-341.

Lovejoy, O.C. (2005). The natural history of human gait and posture: Part 1. Spine and pelvis *Gait & Posture* 21(1), 95-112.

Luhtanen, P., Komi, P.V. (1978). Mechanical energy states during running. *European Journal of Physiology* 38, 41-48.

- M-

Ma, S., Zahalak, G.I. (1991). A distribution-moment model of energetics in skeletal muscle. *Journal of Biomechanics* 24, 21–35.

Maciejewski, A.A., Klein, C.A. (1985). Obstacle avoidance for kinematically redundant manipulators in dynamically varying environments. *The international Journal of Robotics Research* 4(3), 109-117.

Mansour, J.M., Lesh, M. D., Nowak, M.D., Simon, S.R. (1982). A three dimensionnal multi-segmental analysis of the energetics of normal and pathological gait. *Journal of Biomechanics* 15(1), 51-59.

Marey, E.J (1874) : Animal mechanism : A treatise on terrestrial and aerial locomotion.- New York : Appleton& Co.

Margaria, R., Cerretelli, P., Aghemo, P., Sassi, G. (1963). Energy cost of running. *Journal of Applied Physiology* 18(2), 367-370.

Meldrum, J., Hilton, X. (2004). From biped to Strider. The emergence of modern human walking, running and resource transport. Plenum Press.

Ménardais, S., Multon, F., Kulpa R., Arnaldi., B. Motion Blending for Real-Time Animation while Accounting for the Environment. In *CGI'04 : Proceedings of the Computer Graphics International*, 156–159, Washington, DC, USA, 2004. IEEE Computer Society.

Milner, M., Dall, D., McConnel, V.A., Brennan, P.K., Hershler, C. (1973). Angle diagrams in the assessment of locomotor function. *S.A. Medical Journal* 47, 951–957.

Minetti, A.E., Alexander, R.McN. (1997). A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of Theoretical Biology* 186, 467-476.

Minetti, A.E., Ardigo, L.P., Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiol. Scand.* 150, 315-323.

Minetti, A.E., Capelli, C., Zamparo, P., Di Prampero, P.E., Saibene, F. (1995). Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27, 1194-1202.

Minetti, A.E., Ardigo, L.P., Saibene, F. (1994). Mechanical determinants of minimum energy cost of gradient running in humans. *Journal of Experimental Biology* 195, 211-225.

- N -

Nagano, A., Umberger, B.R., Marzke, M.W., Gerntsen, K.G.M. (2005). Neuromusculoskeletal computer modeling and simulation of upright, straight-legged, bipedal locomotion of *Australopithecus afarensis* (A.L. 288-1). *American Journal of Physical Anthropology* 126, 2-13.

Nakatsukasa, M., Hirasaki, E., Ogihara, N. (2006). Energy Expenditure of Bipedal Walking Is Higher Than That of Quadrupedal Walking in Japanese Macaques. *Am J Phys Anthropol.* 131(1), 33-37.

Nebel. J.C. Keyframe interpolation with self-collision avoidance. In *Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation*, 77–86, Septembre 1999.

Nigg, B.M. (1986). Biomechanics of running shoes. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers.

Nilsson, J., Thorstensson, A., Halbertsam, J. (1985). Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiol Scand* 123(4), 457–475.

Nishii, J. (2006). An analytical estimation of the energy cost for legged locomotion. *Journal of Theoretical Biology* 238, 636–645

Novacheck, T.F. (1998). The biomechanics of running. *Gait and posture* 7, 77-95.

- O -

Ogihara, N., Yamazaki, N. (2006). Computer simulation of bipedal locomotion: Toward elucidating correlations among musculoskeletal morphology, energetics, and the origin of bipedalism, In: *Ishida, H, Tuttle, R, Pickford, M, Ogihara, N, Nakatsukasa, M (eds) Human Origins and Environmental Backgrounds*, Springer, New York, pp. 167-174.

Ogihara, N., Hirasaki, E., Kumakura, H., Nakatsukasa, M. (2007). Ground-reaction-force profiles of bipedal walking in bipedally trained Japanese monkeys. *Journal of Human Evolution*, In Press.

- P -

Paul, R.P. (1981). Robot manipulators : Mathematics, programming and control. MIT Press, Cambridge, MA, USA.

Penrose, R. (1955). A Generalized Inverse for Matrices. *Proc. Cambridge Phil. Soc.* 51, 406-413.

Pettre, J. (2003). Planification de Mouvements de marche pour Acteurs Digitaux. These de l'Universite Paul Sabatier Toulouse III, France.

Pham, Q.-C., Hicheur, H., Arechavaleta, G., Laumond, J.-P., Berthoz, A. The Formation of Trajectories during Goal-Oriented Locomotion in Humans. II. A Maximum Smoothness Model. *European Journal of Neuroscience*, vol. 26, pp. 2391-2403, 2007.

Phillips, C.B. , Zhao, J., Badler, N. (1990). Interactive Real-Time Articulated Figure Manipulation using Multiple Kinematic Constraints, *SIGGRAPH 90 Course notes (Human figure animation : approaches and applications)*.

Pierrynowski, M.R., Winter, D.A., Norman, R.W. (1980). Transfers of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking. *Ergonomics* 23(2), 147-156.

Pinskerova, V., Iwaki, H., Freeman, M. (2001). The shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaveric knee: a study using MRI as an anatomic tool. *In: Insall JN, Scott WN, editors. Surgery of the knee*. Volume 1. 3rd ed. Philadelphia: Churchill Livingstone; p 255-83.

Pontzer, H. (2007). Effective limb length and the scaling of locomotor cost in terrestrial animals. *The Journal of Experimental Biology* 210, 1752-1761.

Polk, J.D. (2004). Influences of limb proportions and body size on locomotor kinematics in terrestrial primates and fossil hominins. *Journal of Human Evolution* 47, 237-252.

Preuschoft, H. (1970). Functional anatomy of the lower extremity. *In: BOURNE, G.H. (ed.): The Chimpanzee* 3, 221-294; Basel, München, New York (Verlag Karger).

Preuschoft, H. (2004). Mechanisms for the acquisition of habitual bipedality: are there biomechanical reasons for the acquisition of upright bipedal posture? *J. Anat.* 204, 363-384.

Pronost, N., Dumont, G., Berillon, G. (2003). Interpolation morphologique et posturale pour la simulation de mouvement d'un humanoïde virtuel. *In Actes 16èmes Journées de l'AFIG*, Paris, 121-128, December 2003.

Pronost, N., Nicolas, G., Dumont, G., Multon, F. (2005). Combining morphological interpolation and biomechanical inverse kinematics to simulate bipedal locomotion. *In IASTED – Visualization, Imaging & Image Processing 2005 Conference*, Benidorm - Spain, pages: 39-45, 7-9 September 2005.

Pronost, N., Dumont, G., Berillon, G., Nicolas, G. (2006). Morphological and stance interpolations in database for simulating bipedalism of virtual humans. *The Visual Computer* 22(1), 4-13.

- R -

Raibert, M.H., Hodgins, J.K. (1991). Animation of Dynamic Legged Locomotion. *In Proceedings of ACM SIGGRAPH*, 349-358. Addison Wesley, July 1991.

Raichlen, D.A. (2003). A strategy for the reduction of mechanical internal work in primates. *Am. J. Phys. Anthropol.* S36, 173.

Raichlen, D.A. (2006). Effects of limb mass distribution on mechanical power outputs during quadrupedalism. *The Journal of Experimental Biology* 209, 633-644.

Raichlen, D.A. (2005a). Effects of limb mass distribution on the ontogeny of quadrupedalism in infant baboons (*Papio cynocephalus*) and implications for the evolution of primate quadrupedalism. *Journal of Human Evolution* 49, 415-431.

Raichlen, D.A. (2005b). Ontogeny of limb mass distribution in infant baboons (*Papio cynocephalus*). *Journal of Human Evolution* 49, 452-467.

Rak, Y. (1991). Lucy's pelvic anatomy: its role in bipedal gait. *J Hum Evol* 20, 283-290.

Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., Favier, D. (2006). Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of Biomechanics* 39(8), 1531-1536.

Rao, G., Amarantini, D., Vigouroux, L., Berton, E. (2006). Influence of muscular fatigue on agonist and antagonist muscle groups moments during loaded squats. *Journal of Biomechanics* 39 (Suppl.1), S74-S75.

Raynor, A.J., Yi, C.J., Abernethy, B., Jong, Q.J. (2002). Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors? *Hum. Mov. Sci.* 21, 785-805.

Ren, L., Jones, R.K., Howard, D. (2007). Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle. *Journal of Biomechanics* 40(7), 1567-1574.

Richmond, B.G., Aiello, L.C., Wood B.A. (2002). Early hominin limb proportions. *J Hum Evol.* 43(4), 529-48.

Rodríguez, I., Boulic, R., Meziat, D. (2003). A Joint-level Model of Fatigue for the Postural Control of Virtual Humans. *Journal of 3D Forum* 17(1), 70-75.

Rosenbaum, D.A. (1991). Human Motor Control. San Diego: Academic Press.

Roy, B. (1982). Caractéristiques biomécaniques de la course d'endurance. *Can J Appl Sport Sci* 7, 104-115.

Ruff, C.B. (1998). Evolution of the hominid hip. In: *Strasser E, Fleagle J, Rosenberger AL, McHenry HM, editors. Primate locomotion: recent advances*. New York: Plenum Press. p 449-469.

- S -

Saibene, F., Minetti, A.E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* 88, 297-316.

Schmid P. (1983). Ein Rekonstruktion des Skelettes von A.L. 288-1 (Hadar) und deren Konsequenzen. *Folia Primatol (Basel)* 40, 283-306.

Schmitt, D., Stern, J.R., Larson, S.G. (1996). Compliant gait in humans: implications for substrate reaction forces during Australopithecine bipedalism. *Am. J. Phys. Anthropol.*, Suppl. 22, 209.

Schmitt, D., Lemelin, P., Trueblood, A.C. (1999). Shock wave transmission through the human body during normal and compliant walking. *Am J Phys Anthropol* Suppl 28, 243-244.

Schmitt, D. (2003). Insights into the evolution of human bipedalism from experimental studies of humans and other primates – Review. *The Journal of Experimental Biology* 206, 1437-1448.

- Schoonaert, K., D' Août, K., Aerts, P. (2007). Morphometrics and inertial properties in the body segments of chimpanzees (Pan troglodytes). *Journal of anatomy* 210(5), 518-531.
- Schultz, A.H. (1937). Proportions, variability and asymmetries of the long bones of the limbs and the clavicles in man and apes. *Hum Biol* 9, 281-328.
- Sciavicco, L., Siciliano, B. (1996). Modeling and Control of Robot Manipulators. McGrawHill.
- Scovil, C.Y., Ronsky, J.L. (2006). Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters. *Journal of Biomechanics* 39, 2055-2063
- Sellers, W.I., Dennis, L.A., Crompton, R.H. (2003). Predicting the metabolic energy costs of bipedalism using evolutionary robotics. *The Journal of Experimental Biology* 206, 1127-1136.
- Sellers, W.I., Dennis, L.A., Wang, W.J., Crompton, R.H. (2004). Evaluating alternative gait strategies using evolutionary Robotics. *J. Anat.* 204, 343-351.
- Sellers, W.I., Gemma, M.C., Wang, W., Crompton, R.H. (2005). Stride lengths, speed and energy costs in walking of Australopithecus afarensis: using evolutionary robotics to predict locomotion of early human ancestors. *Journal of the Royal Society Interface* 2, 431-441.
- Šenk, M., Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics* 21, S3-S8.
- Senut, B. (1978). Contribution à l'étude de l'humerus et de ses articulations chez les hominidés plio-pléistocènes. Cahiers de paléoanthropologie, 1981. Ed CNRS, Paris, 141p. (Thèse Université Paris VI soutenue en 1978).
- Senut, B. (1982). Réflexions sur la brachiation et l'origine des hominidés à la lumière des hominoïdes Miocènes et des hominidés Plio-Pléistocènes. *Geobios* 6, 335-344.
- Shapiro, L.J., Raichlen D.A. (2005). Lateral Sequence Walking in Infant Papio cynocephalus: Implications for the Evolution of Diagonal Sequence Walking in Primates. *American Journal of Physical Anthropology* 126, 205-213.
- Shin, H.J., Lee, J., Gleicher, M., Shin, S.Y. (2001). Computer puppetry: an importance-based approach. *ACM Transactions on Graphics* 20(2), 67-94.
- Shin, H., Kovar, L., Gleicher, M. (2003). Physical touch-up of human motions. *In Proceedings of Pacific Graphics*, oct 2003.
- Siston, R.A., Delp, S.L. (2006). Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. *Journal of Biomechanics* 39, 125-130.
- Srinivasan, M., Ruina, A. (2006). Computer optimization of a minimal biped model discovers walking and running. *Nature* 439, 72-75 .
- Steudel, K. (1990a). The work and energetic cost of locomotion. I. The effects of limb mass distribution in quadrupeds. *Journal of Experimental Biology* 154, 273-85.

Steudel, K. (1990b). The work and energetic cost of locomotion. II. Partitioning the cost of internal and external work within a species. *Journal of Experimental Biology* 154, 287-303.

Steudel-Numbers, K., Weaver T.D (2006). Froude number corrections in anthropological studies. *Am J Phys Anthropol*. In press.

Sun, H.C., Metaxas, D.N. (2001). Automating gait generation. In *Proceedings of SIGGRAPH 2001, ACM Press / ACM SIGGRAPH, E. Fiume, Ed., Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series*, ACM, 261-269.

- T -

Taieb, M., Johanson, D.C., Coppens, Y. (1974). Expédition internationale de l'Afar, Ethiopie (3ème campagne 1974). Découverte d'hominidés plio-pléistocènes à Hadar. *C.R. Acad. Sci. Paris* 281, 1297-1300.

Tak, S., Song O.Y., Ko, H.S. (2002). Spacetime Sweeping : an Interactive Dynamic Constraints Solver. *Computer Animation* 2002.

Tardieu, C. (1981). Morpho-functional analysis of the articular surfaces of the knee-joint in primates. In: *Primate Evolutionary Biology* (eds Chairelli AB, Corruccini RS), pp. 68–80. Berlin: Springer-Verlag.

Taylor, C.R., Heglund, N.C., Maloiy, G.M.O. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. I. Metabolic energy consumption as function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of Experimental Biology* 97, 1-21.

Tolani, D., Badler, N.I. (1996). Real-Time Inverse Kinematics of the Human Arm. *Presence* 5(4), 393-401.

Tolani, D., Goswami, A., Badler, N. (2000). Real-Time Inverse Kinematics Techniques for Anthropomorphic Limbs. *Graphical Models* 62, 353-388.

Torczon, V., 1989. Multi-directional search: a direct search algorithm for parallel machines. Ph.D. Thesis, Rice University, Houston, TX, USA

Turvey, M.T. (1990). Coordination. *Am. Psychol.* 45, 938–, 1990.

- U -

Umberger, B.R., Gerritsen, K.G.M., Martin, P.E. (2003). A Model of Human Muscle Energy Expenditure. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 6 (2), 99–111.

Unnithan, V.B., Dowling, J.J., Frost, G., Bar-Or, O. (1999). Role of mechanical power estimates in the O₂ cost of walking in children with cerebral palsy. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31(12), 1703–1708.

- V -

Van Emmerik, R.E.A., Wagenaar, R.C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics* 29(9), 1175-1184.

Vanel, O., Gorce, P. (1997). A new approach to dynamic posture control. *Robotica* 15(4), 449-459.

van Ingen Schenau, G.J. (1989). From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Human Movement Science* 8, 301-337.

Vaughan, C.L., Davis, B.L., O'Connor, J. (1992). Dynamics of Human Gait. Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.

Vaughan, K.R. (1984). Biomechanics of running gait. *Crit. Rev. Eng.* 12(1), 1-48.

Vaughan, C.L., O'Malley M.J. (2005). Froude and the contribution of naval architecture to our understanding of bipedal locomotion. *Gait & Posture* 21, 350–362.

Vereecke, E., D'Août, K., De Clercq, D., Van Elsacker, L., Aerts P. (2004). The relationship between speed, contact time and peak plantar pressure in terrestrial walking of bonobos. *Folia Primatologica* 75, 266-278.

Vereecke, E.E., D'Août, K., De Clercq, D., Van Elsacker, L., Aerts P. (2005). Functional analysis of the gibbon foot during terrestrial bipedal walking: plantar pressure distributions and 3D ground reaction forces. *American Journal of Physical Anthropology* 128, 659-669.

Vereecke, E.E., D'Août, K., Aerts P. (2006). Locomotor versatility of the white-handed gibbon (*Hylobates lar*): a spatio-temporal analysis of the bipedal, tripodal and quadrupedal gaits. *Journal of Human Evolution* 50(5), 552-567.

Viviani, P., Terzuolo, C.A (1982). Trajectory determines movement dynamics. *Neurosciences* 7, 431–437.

Vukobratović, M., Borovac, B. (2004). Zero-moment point - Thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics* 1(1), 157-173.

- W -

Wang, X., Verriest, J.P. (1998) A geometric algorithm to predict the arm posture for computer-aided ergonomic evaluation. *Journal of Visualization and Computer Animation* 9, 33-47.

- Wang, X. (1999). A behavior-based inverse kinematics algorithm to predict arm prehension postures for computer-aided ergonomic evaluation. *Journal of Biomechanics* 32, 453–460.
- Wang, X., Maurin, M., Mazet, F., De Castro, M.N., Voinot, K., Verriest, J.P., Fayet, M. (1998). Three-dimensionnal modelling of the motion range of axial rotation of the upper arm. *Journal of Biomechanics* 31, 899-908.
- Wang, W., Crompton, R.H., Günther, M., Abboud, R. (2006). Analysis of joint force and torque for the foot during bipedal human walking with a hybrid-multi-body model of whole biological body. *Journal of Biomechanics* 39, Supplement 1, Page S360.
- Ward, C.V. (2002). Interpreting the Posture and Locomotion of Australopithecus afarensis: Where Do We Stand? *Yearbook of Physical Anthropology* 45, 185–215.
- Watt, A., Watt, M. (1992). *Advanced Animation and Rendering Techniques – Theory and Practice*. ACM Press, Addison-Wesley.
- Welman, C. (1993). *Inverse Kinematics and Geometric Constraints For Articulated Figure Manipulation*. Master's Thesis. Simon Fraser University.
- Whittle, M. (1991). *Gait Analysis. An Introduction*. Butterworth-Heinemann, Oxford.
- Whitney, D.E. (1969). Resolved motion rate control of manipulators and human prostheses. *IEEE Transactions on Man-Machine systems* 7(12), 47-53.
- Wieber, P.B., Chevallereau, C. (2006). Online adaptation of reference trajectories for the control of walking systems. *Robotics and Autonomous Systems* 54, 559-566.
- Willems, P.A., Cavagna, G.A., Heglund, N.C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *J. Exp. Biol.* 198, 379-393.
- Williams, K.R. (1985). A comparison of 2-D versus 3-D analyses of distance running kinematics. In D.A. Winter, R.W. Normann, R.P. Wells, K.C. Hayes, A.E. Patla (Eds), *Biomechanics*, volume 9b, (pp 331-337). Champaign : Human Kinetics Publishers.
- Winter, D.A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*, second ed. Waterloo Biomechanics.
- Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd Edition. John Wiley and Sons, 1990.
- Witkin, A., Fleisher, K., Barr, A. (1987). Energy constraints on parameterized models. *Computer Graphics* 21(3), 225-232.
- Witkin, A., Kass, M. (1988). Spacetime Constraints. *Computer Graphics* 22(4), 159–168.
- Wirtz, P., Ries, G. (1992). The pace of life reanalysed: why does walking speed of pedestrians correlate with city size? *Behaviour* 123, 77-83.

Wooten, W. (1998). Simulation of Leaping, Tumbling, Landing and Balancing Humans. PhD thesis, Georgia Institute of Technology, March 1998.

Wu, G., Cavanagh. P.R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics* 28(10), 1257-1261.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmidt, O., Stokes, I., (2002). ISB recommendations on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human movement - part I: ankle, hip, spine. *Journal of Biomechanics* 35, 543-548.

Wu, G., Frans C.T. van der Helm, H.E.J. (DirkJan) Veeger, Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X. *et al.* 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.

- Y -

Yaguramaki, N., Nishizawa, J., Adachi, K., Endo, B. (1995). The relationship between posture and external force in walking. *Anthropol. Sci.* 103, 117-140.

Yang, P., Laszlo, J., Singh, K. (2004). Layered dynamic control for interactive character swimming. In *SCA'04 : Proceedings of the 2004 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*, pages 39-47, New York, NY, USA, 2004. ACM Press.

Yoko, T., Takahashi, A., Okada, H., Ohyama, K.B., Muraoka, M. (1998). Is the selection of body segment inertia parameters critical to the results of kinematic and kinetic analysis of human movement? *Anthrop. Sci.* 106, 371-383.

- Z -

Yamane, K., Nakamura, Y. (2003). Dynamic filters - concept and implementations of online motion generator for human figures. *IEEE transactions on robotics and automation* 19(3), 421-432.

Zarrugh, M.Y., Todd, F.N., Ralston, H.J. (1974). Optimization of energy expenditure during level walking. *Eur. J. Applied Physiology* 33, 293-306.

Zatsiorsky, V., Seluyanov V., Chugunova L.G. (1990). Methods of determining mass inertial characteristics of human body segments. In : *Chernyi G.G., Regier A., (Eds) Contemporary problems of biomechanics*. Moscow : Mir publishers, pp.273-291.

Zeltzer, D. (1982). Motor Control Techniques for Figure Animation. *IEEE Computer Graphics and Applications* 2(9), 53-59.

Zhang, X., Kuo, A.D., Chaffin, D.B. (1998). Optimization-based differential kinematic modeling exhibits a velocity-control strategy for dynamic posture determination in seated reaching movements. *Journal of Biomechanics* 31(11), 1035–1042.

Zhao, J., Badler, N. (1994). Inverse Kinematics Positioning Using Nonlinear Programming for Highly Articulated Figures. *Transactions of Computer Graphics* 13(4), 313-336.

Publications

Revues internationales

- Nicolas G., Multon F., Berillon G., Marchal F. (2007): From bone to plausible bipedal locomotion using inverse kinematics. *Journal of Biomechanics* 40 (5), 1048-1057.
- Nicolas G., Multon F., Berillon G., Marchal F. (2006) : Plausible locomotion for bipedal creatures using motion warping and inverse kinematics, *Lecture Notes in Computer Science* 4035, 586-593.
- Fusco N., Nicolas G., Multon F., Crétual A. (2006): Simulation of hemiplegic subjects' locomotion, *Lecture Notes in Computer Science* 3881, 236-247.
- Pronost N., Dumont G., Berillon G., Nicolas G. (2006): Morphological and Stance Interpolations in Database for Simulation of Bipedalism of Virtual Humans, *The Visual Computer* 22 (1), 4-13.
- Berillon G., Nicolas G., Multon F., Marchal F., Dumont G., Deloison Y., Gommery D.(2005) : Testing locomotor hypothesis in early hominids : 3D modeling and simulation of bipedalisms using anatomical data, *American Journal of Physical Anthropology* 106, S40, pp. 73.
- Nicolas G., Bideau B., Colobert B., Berton E. (2007) : How are Strouhal number, drag, and efficiency adjusted in high level underwater monofin swimming? *Human Movement Science* 26, 426–442.
- Nicolas G., Bideau B., Colobert B., Le Guerroue G., Multon F., Baly L., Delamarche P. (2006) : Dynamic evaluation of swim-fins. *Journal of Biomechanics* 39, Suppl. 1, page S458.

Conférences internationales avec comité de lecture

- Pronost N., Nicolas G., Dumont G., Multon F. (2005): Combining morphological interpolation and biomechanical inverse kinematics to simulate bipedal locomotion, *In J.J. Villanueva (Eds.), IASTED - Visualization, Imaging & Image Processing 2005 Conference*, 7-9 September 2005, 39-45, ACTA Press.
- Nicolas G., Multon F., Berillon G. (2004): Inverse kinematics for the calculation of plausible bipedal locomotion using anthropological knowledge, *Conference Proceedings of Computer Animation and Social Agents (CASA)*, Geneve, pp. 103-110.
- Bideau B., Colobert B., Nicolas G., Le Guerroué G., Multon F., Delamarche P. (2003) : Development of an Active Drag Evaluation System (A.D.E.S.), *In Chatard J.C. (Eds.) "Biomechanics and Medecine in Swimming IX"*, p.51-56, St Etienne.

Conférences nationales avec comité de lecture :

- Pronost N., Nicolas G., Dumont G., Multon F., Berillon G. : Simulation d'une locomotion bipède par adaptation de mouvement et cinématique inverse. *11èmes Journées du Groupe de Travail en Animation et Simulation GTAS 2004*, 10 pages, Reims, 17-18 juin 2004.
- Berillon G., Nicolas G., Multon F., Marchal F., Dumont G., Deloison Y., Gommery D. : De l'os au mouvement : essai de modélisation du déplacement bipède des hominoïdes. *Bulletins et Mémoires de la Société d'Anthropologie de Paris*, 16 (3-4) : 225, 2004.
- Nicolas G., Multon F., Berillon G., Delamarche P. : Modèle de locomotion bipède par cinématique inverse - Perspectives paléontologiques. *Proceedings of XIème Journée des utilisateurs Vicon*, p. 16, Rennes, 19 mars 2004.

Annexe A : Principe d'obtention des positions de description et de référence.

1. Position de description

La position de description est obtenue selon les conventions décrites par (Berillon et coll., 2005) :

- Les deux épines iliaques antéro-supérieures (Pelv5g et Pelv 5d sur la Figure A.1) et les deux épines iliaques postéro-supérieures (Pelv4g et Pelv 4d sur la Figure A.1) sont maintenues dans le même plan horizontal.
- Pour les deux côtés de la chaîne, le centre de rotation de la hanche (Fem1), du genou (Fem6) et de la cheville (Tal1) sont dans un plan frontal. Le genou est ainsi entièrement en extension.
- Enfin, l'axe talo-crural (axe liant Tib7 à Tib8) est dans un plan frontal.

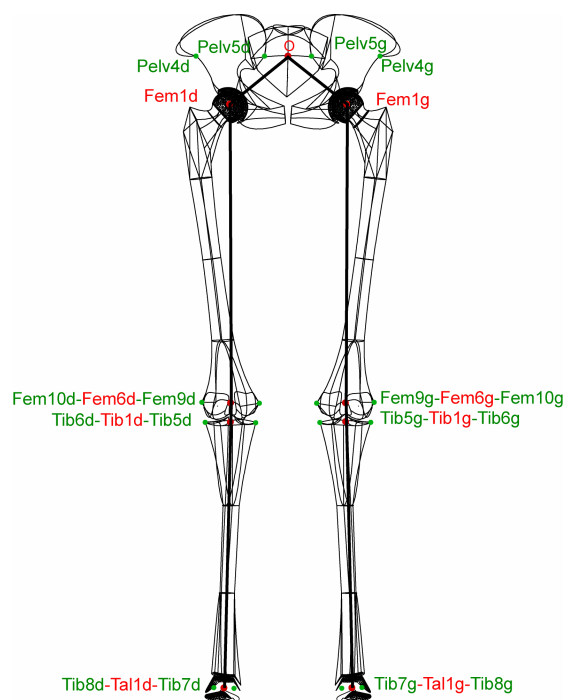


Figure A.1: Exemple de position de description chez un homme.

2. Position de référence

La posture de référence tend à reproduire la position anatomique de repos. Elle utilise un ensemble de critères anatomiques précis mis en rapport avec la position de repos (se reporter à Aiello et Dean (1990) pour une synthèse). L'ensemble des règles utilisées sont décrites dans (Berillon et coll., 2005) et suivent les principes suivants :

- Les épines iliaques antéro-supérieures et la symphyse pubienne sont dans le même plan vertical (Tague & Lovejoy, 1985; Berge, 1994; Abitbol, 1995).
- Le genou est en extension anatomique maximale, c'est-à-dire une extension qui respecte l'intégrité et la butée articulaire. Cette position est atteinte lorsque les centres des bords antérieurs du plateau tibial et du condyle fémoral d'une part et le centre de rotation du genou d'autre part, sont alignés. Bien que le genou soit en extension maximale, le respect de ces critères implique une légère flexion chez les hommes (valeurs de l'ordre de 7.5°), et une flexion plus marquée chez les chimpanzés (valeurs de l'ordre de 18.3°).
- L'axe médio-latéral de la surface de l'articulation talaire tibiale est dans un plan frontal.
- En vue latérale, l'articulation de la hanche et les centres talo-cruraux sont dans le même plan frontal vertical (Preuschoft, 1970).

Des données anatomiques à la simulation de la locomotion bipède Application à l'homme, au chimpanzé et à Lucy (A.L. 288-1)

RESUME

L'identification des fondements de la locomotion passe par la compréhension des structures anatomiques et des mécanismes mis en jeu lors de ce mouvement. Les études expérimentales en biomécanique ont ainsi permis de mettre en évidence un grand nombre d'invariants tels que la minimisation de l'énergie. En paléanthropologie, lorsqu'il s'agit d'étudier l'influence de la morphologie sur le mouvement, l'approche par « anatomie comparée » est la plus utilisée. A partir d'observations sur les espèces actuelles, cette approche propose un certain nombre d'hypothèses locomotrices pour des espèces fossiles. Toutefois, la plupart des analyses en paléanthropologie se focalisent sur une partie isolée du squelette (la hanche, le genou ou le bassin par exemple) et il est difficile de faire fonctionner ensemble des caractéristiques anatomiques de nature très différente et provenant de différentes parties du corps. Dans ce travail, nous proposons d'adapter des méthodes de simulation du mouvement bipède afin d'étudier les relations entre les paramètres anatomiques et le mouvement. Nous proposons, dans un premier temps, une méthode pour modéliser des squelettes et les exploiter pour la simulation. Nous décrivons ensuite une solution pour calculer les mouvements de la chaîne articulaire pelvienne à partir d'une trajectoire connue des pieds. Enfin, nous décrivons comment cette précédente méthode peut être utilisée pour simuler une locomotion bipède incluant le calcul de la trajectoire des pieds. Après avoir validé cette approche globale chez l'homme, nous proposons une application à un chimpanzé et à un spécimen d'*Australopithecus afarensis* (« Lucy », A.L.288-1). L'application paléontologique vise à tester l'influence de la longueur de pas et de diverses reconstructions de squelettes sur les mouvements simulés. En plus de l'apport scientifique dans le domaine de l'analyse du mouvement, ce travail a des implications directes dans le domaine des activités physiques et sportives afin de comprendre les fondamentaux de la performance motrice.

From anatomical data to the simulation of bipedal locomotion Application to humans, chimpanzee and Lucy (A.L. 288-1)

ABSTRACT

The identification of the locomotion laws requires the comprehension of the anatomical structures and the mechanisms involved during this specific movement. In this respect, experimental studies in biomechanics highlight numerous invariants such as minimizing energy. In paleoanthropology, comparative approaches are commonly used in order to study the influence of morphology on the movement. Based on observations of modern species, this approach proposes locomotor assumptions for fossil species. However, most of the analyses in paleoanthropology are focused on isolated parts of the skeleton (e.g. the hip, the knee or the pelvis). Consequently, it remains difficult to combine anatomical characteristics of different kind or coming from various body parts. In this work, we propose to adapt methods of simulation of bipedal locomotion to study the relations between anatomical parameters and movement. First, we propose to model skeletons for simulations. Then, we describe a method to generate the movements of the lower limbs starting from known feet trajectories. Last, we depict how this previous method can be used to simulate bipedal locomotion including the calculation of these feet trajectories. After a validation on humans, we propose an application to a chimpanzee and a specimen of *Australopithecus afarensis* ("Lucy", A.L.288-1). The paleontological application aims at testing the influence of the step length and various reconstructions of skeletons on the simulated parameters. In addition to the scientific contribution for motion analysis, this work has direct implications in the field of the sports science in order to better understand basic rules involved during motor performance.