

# Simulation d'une locomotion bipède par adaptation de mouvement et cinématique inverse

Nicolas Pronost<sup>1</sup>, Guillaume Nicolas<sup>2</sup>, Georges Dumont<sup>1</sup>, Franck Multon<sup>2</sup>, Gilles Berillon<sup>3</sup>

<sup>1</sup>IRISA-SIAMES, Campus Universitaire de Beaulieu, 35042 Rennes cedex

<sup>2</sup>Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de l'Exercice Musculaire, Av. Charles Tillon, 35044 Rennes Cedex

<sup>3</sup>UPR 2147, CNRS, Dynamique de l'Évolution Humaine : Individus, Populations, Espèces, 44, rue de l'Amiral Mouchez, 75014 Paris

Nicolas.Pronost@irisa.fr, Guillaume.Nicolas@uhb.fr,  
Franck.Multon@uhb.fr, Georges.Dumont@irisa.fr,  
berillon@ivry.cnrs.fr

**Résumé :** *Cet article traite de l'utilisation de la cinématique inverse et de l'adaptation de mouvement pour une locomotion bipède probable à partir de données anatomiques et d'hypothèses locomotrices. Dans les approches classiques de cinématique inverse, la résolution de la tâche principale impose le passage de l'effecteur par une trajectoire donnée. Pour construire cette trajectoire, considérée ici comme la trajectoire du pied dans le repère du milieu du bassin, nous utilisons une méthode d'adaptation et d'interpolation de mouvements. Les déplacements de cet effecteur sur un cycle de marche sont acquis par un système de Motion Capture puis modélisés mathématiquement. L'interpolation sur cette modélisation est faite selon trois hypothèses locomotrices: la longueur de pas, l'écartement des pas et la posture de référence de l'humanoïde. Cette technique nous permet alors d'obtenir une trajectoire d'effecteur adaptée à la morphologie du squelette. Par ailleurs, la tâche secondaire de l'équation de cinématique inverse est généralement une somme pondérée de fonctions de coût dérivables permettant de choisir une solution particulière dans l'espace des solutions. Nous avons retenu des tâches secondaires qui respectent des butées articulaires ainsi que le passage par une posture de référence, et qui minimisent l'énergie cinétique de rotation. Cette méthode permet alors d'engendrer des trajectoires angulaires que nous comparons à celles issues de la littérature biomécanique. Les résultats préliminaires valident les deux approches respectives, et fournissent des données comparatives liées à la biomécanique d'un déplacement bipède (travail des forces internes, énergie mécanique, Jerk). Ce travail doit à terme permettre de tester des hypothèses sur la génération d'un mouvement de locomotion bipède, en particulier dans le domaine de la paléoanthropologie, de l'animation/simulation, ou de la rééducation fonctionnelle.*

**Mots-clés :** Humain virtuel, Simulation biomécanique, Cinématique inverse, Adaptation par interpolation, Hominidés anciens

## 1 Introduction

L'emploi des techniques de simulation et d'animation en biomécanique constitue une nouvelle approche pour la compréhension du mouvement. Néanmoins, l'animation basée seulement sur la cinématique peut produire des mouvements peu réalistes. Par conséquent, pour simuler la locomotion humaine, plusieurs solutions sont envisagées dans la littérature [MFCGD99]. Parmi ces techniques, la cinématique inverse a été largement utilisée pour assurer le contact sans glissement du pied au sol [BT92], pour adapter un mouvement existant à un squelette différent ou à l'environnement.

Considérons une structure liée à une fonction  $X = f(\theta)$  où  $X$  représente les coordonnées des effecteurs et  $\theta$  est le vecteur des angles appliqués aux articulations. Plusieurs travaux [TB96] ont proposé une méthode explicite de résolution du problème de cinématique inverse pour

des membres composés de quelques segments seulement. Ces méthodes sont efficaces pour les membres supérieurs et inférieurs isolément mais semblent difficiles à appliquer pour le corps entier. Pour traiter des structures plus complexes, le problème est généralement résolu en utilisant une approximation linéaire de l'équation  $X = f(\theta)$  au voisinage de l'état courant  $\theta$  [Bae01]. La solution numérique de cette équation fournit  $\Delta\theta$  selon un  $\Delta X$  donné.

Initialement ces  $\Delta X$  peuvent être obtenus par captures de mouvements. Dans une problématique de génération d'un mouvement de locomotion, les études en biomécanique [Whi91] montrent que la trajectoire du pied est dépendante de paramètres divers tels que l'anatomie, la vitesse de déplacement, ou la longueur de pas. Par conséquent, la modification de l'un des ces paramètres doit obligatoirement engendrer une adaptation de la trajectoire de l'effecteur. Cette adaptation peut être calculée par interpolation en s'inspirant de techniques existantes d'adaptation de mouvement. Une vision simplifiée de l'adaptation de mouvement consiste à reproduire le geste d'un personnage à un autre de proportions différentes [Gle98], tout en conservant certaines contraintes importantes comme le contact du pied au sol. Quand une contrainte n'est pas respectée à l'issue de la modification, un solveur de contraintes spatio-temporelles calcule une adaptation afin de la rétablir. Parfois même, le squelette est enrichi par la prise en compte de forces liées aux muscles [KSK00]. D'autres techniques [WP95] utilisent la manipulation directe des courbes de données pour l'édition de mouvement ("motion warping"). Une autre approche, orientée vers la morphologie, a été proposée par Monzani et col. [MBBT00], et se base sur l'utilisation d'un squelette intermédiaire. Cette technique permet de convertir des mouvements entre des acteurs de hiérarchie structurelle différente. Savenko et Clapworthy [SC02] ajoutent à ce problème un algorithme qui analyse dans un premier temps le mouvement, puis en effectue une classification et identifie les contraintes. Ces contraintes sont ensuite utilisées pour effectuer l'adaptation.

Si toutes ces techniques d'adaptation permettent de créer un mouvement adapté à une morphologie particulière, elles utilisent généralement un module de cinématique inverse pour contrôler le mouvement produit. Si l'on utilise cette technique d'adaptation pour le contrôle d'un effecteur, l'espace des positions des articulations est généralement de dimension supérieure à l'espace des positions cartésiennes de l'extrémité. Une infinité de solution  $\Delta\theta$  est alors généralement possible pour un  $\Delta X$  donné (problème redondant).

Une tâche secondaire est donc proposée pour choisir une solution spécifique, le problème principal résidant dans le choix des contraintes caractérisant le mouvement humain. À cet effet, Wang et Verriest [XV98] proposent de choisir les solutions qui sont proches de trajectoires capturées pour des mouvements de bras. Zhang et coll. [ZKC98] ajoutent une matrice de pondération dans le processus de résolution. Les poids sont identifiés par optimisation jusqu'à ce que les trajectoires articulaires calculées approchent celles du mouvement capturé. Toutes ces approches sont basées sur des mouvements réels et ne peuvent pas être employées si aucune connaissance sur le mouvement résultant n'est disponible (comme pour les squelettes fossilisés).

L'utilisation de la cinématique inverse seule permet de contrôler un mouvement issu de la trajectoire imposée d'un effecteur. Les techniques d'adaptation de mouvement permettent alors d'obtenir cette trajectoire en tenant compte de paramètres morphologiques et d'hypothèses locomotrices. Dans cette perspective, le but de cet article est de calculer un mouvement probable de locomotion bipède contrôlé par cinématique inverse, basé sur des mouvements adaptés et interpolés. Nous présenterons d'abord notre représentation de la chaîne articulaire inférieure, puis nous proposerons notre méthode d'interpolation de mouvements et nos choix de tâches secondaires pour la résolution du problème de cinématique inverse. Enfin nous donnerons quelques résultats de ce travail.

## 2 Représentation de la chaîne

Nous avons conçu un processus automatique de modélisation de squelettes synthétiques à partir de descriptions anatomiques. En effet, étant donné un ensemble de points anatomiques (voir Figure 1) mesurés sur des individus vivants ou sur des squelettes, nous pouvons construire la

fonction cinématique qui lie la représentation angulaire à la position de l'effecteur constitué par la cheville. La racine de la chaîne cinématique est le milieu du bassin associé à 3 degrés de liberté (ddl). Chaque hanche est associée à 3 ddl (rotule) et chaque genou à 1 ddl (pivot). Le système se compose ainsi de 11 ddl (voir Figure 2). Le repère F global est lié au milieu du bassin en position initiale (sans rotation). Par conséquent, la position de chaque cheville dans F est :

$$X = f(\{\theta\}) \quad (1)$$

où  $\{\theta\}$  représente le vecteur des angles appliqué aux 11 ddls,  $X = \{x_d, y_d, z_d, x_g, y_g, z_g\}$  est le vecteur position des effecteurs (respectivement la position cartésienne des chevilles droite et gauche dans F).

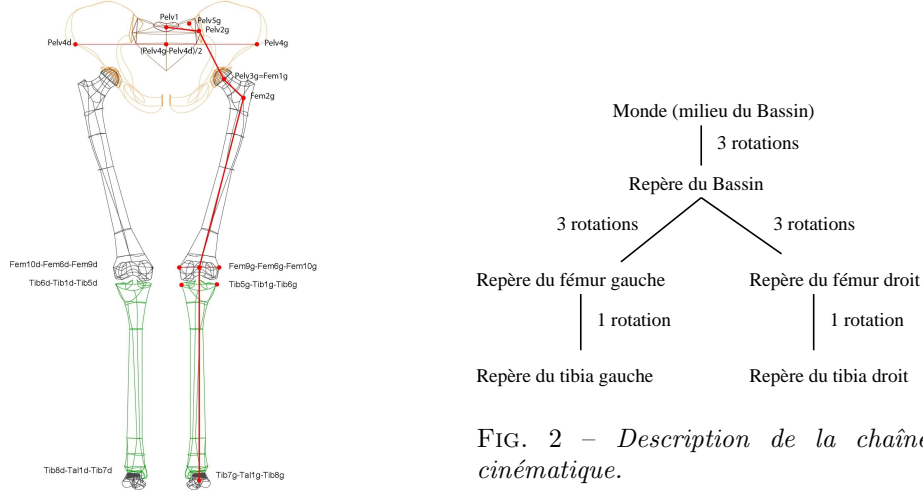


FIG. 1 – Points anatomiques pour la description de la chaîne cinématique.

Grâce à l'équation 1, nous pouvons calculer le Jacobien du système :

$$\Delta X = J(\theta)\Delta\theta \quad (2)$$

Etant donné la trajectoire de l'effecteur  $X$ , le problème est de calculer une trajectoire angulaire biomécaniquement correcte. La tâche principale est assurée en inversant l'équation précédente :

$$\Delta\theta = J^+(\theta)\Delta X \quad (3)$$

où  $J^+$  est la pseudo-inverse de  $J$ ,  $J$  n'étant ici pas inversible.

Néanmoins, rien n'assure que la solution proposée par cette équation vérifie des contraintes telles que les butées articulaires, ou encore une minimisation d'énergie. À cet effet, nous proposons une tâche secondaire  $z$  permettant de tenir compte de ces contraintes :

$$\Delta\theta = J^+(\theta)\Delta X + \alpha(I - J^+J)z \quad (4)$$

où  $\alpha$  est un poids associé à la tâche secondaire,  $I$  est la matrice diagonale Identité et  $z$  représente la fonction de coût à minimiser.

## 3 Méthode d'interpolation

### 3.1 Construction et représentation de la base de données

L'effecteur retenu est la trajectoire de la cheville dans le repère du milieu du bassin. Cette trajectoire est connue sous le nom de "poulaine". Nous avons utilisé un système de captures de mouvements<sup>1</sup> pour construire notre base de données de poulaines. Nous obtenons ainsi les

1. Vicon®370, Oxford Metrics

trajectoires de capteurs positionnés au plus près des articulations étudiées, puis après reconstruction des marqueurs occultés [Mén03], nous calculons les poulaines.

Nous avons acquis différentes marches suivant les paramètres les plus influents sur chaque plan anatomique. Les paramètres retenus sont:

- Plan sagittal: la posture de référence, c’est-à-dire la position naturelle de l’humanoïde au repos. Nous caractérisons ce paramètre par la distance entre le centre du bassin et la cheville.
- Plan frontal: l’écartement des pieds en phase d’appui. Ce paramètre se caractérise par la distance entre la cheville et l’axe de déplacement de l’humanoïde.
- Plan transversal: la longueur du pas. Ce paramètre se caractérise par la distance au sol effectué par un pied en un cycle de marche.

Pour augmenter la diversité de notre base de données, les marches de personnes de tailles et proportions différentes ont été acquises (dix personnes). Chaque personne a ainsi marchée de plusieurs façons différentes, avec des longueurs de pas, des écartements de pieds et des postures différentes. Nous possédons actuellement une base de données de 20 marches différentes. Cette base de données est en cours d’enrichissement (une centaine d’individus à moyen terme).

Les trajectoires sont représentées par des poulaines pour lesquelles nous proposons un modèle générique de modélisation. Le repère choisi est tel que: son centre  $O$  est le milieu des hanches de l’humanoïde, l’axe  $\vec{x}$  représente son sens de déplacement, l’axe  $\vec{z}$  représente son déplacement vertical, et l’axe  $\vec{y}$  rendant le repère orthonormé. Une poulaine possède quatre points caractéristiques qui sont associés à un moment précis du cycle de marche. La poulaine est ainsi définie par quatre courbes paramétrées cubiques (courbes de Coons), chacune définie par deux des quatre points caractéristiques (et tangentes associées). Les quatre points caractéristiques sont les suivants (voir Figure 3 et 4):

- le point 1 représente le moment où la cheville atteint son altitude maximale. Sur la poulaine, il s’agit du point qui possède la composante  $\vec{z}$  la plus élevée.
- le point 2 est atteint lors de l’extension maximale de la jambe. Sur la poulaine, ce point possède la composante  $\vec{x}$  la plus forte.
- le point 3 est le point représentant le moment où la cheville passe à la verticale de la hanche (posture de référence). Sur la poulaine, ce point est le point dont la coordonnée en  $\vec{x}$  est la plus proche de 0.
- le point 4 est atteint lors de la flexion maximale de la jambe. Sur la poulaine, ce point possède la composante  $\vec{x}$  la plus faible.

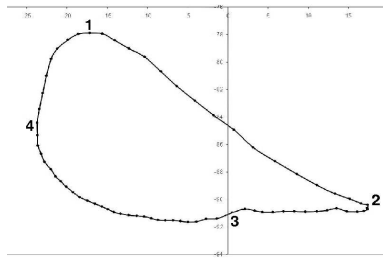


FIG. 3 – Positions des quatre points caractéristiques.

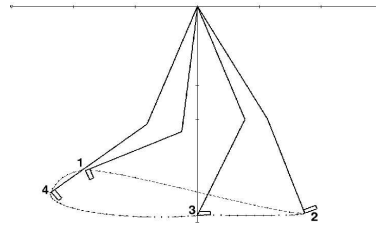


FIG. 4 – Positions des quatre points dans un cycle.

Les tangentes sont construites automatiquement par un algorithme itératif qui recherche les tangentes minimisant la distance entre la courbe réelle et celle calculée.

### 3.2 Interpolation dimensionnelle

L’idée fondamentale de notre méthode d’interpolation est de séparer les calculs en  $\vec{x}$ ,  $\vec{y}$  et  $\vec{z}$ . Nous effectuons tout d’abord une mise à l’échelle morphologique de toutes les poulaines grâce aux

longueurs des membres inférieurs. Cette mise à l'échelle garantit l'adaptation des mouvements acquis au squelette cible.

L'interpolation dans le plan sagittal nous permet de gérer la longueur de pas. Sa valeur étant uniquement dépendante en  $\vec{x}$ , nous choisissons dans notre ensemble de marches, la poulaine qui possède la longueur de pas la plus proche de celle souhaitée, et nous en conservons les composantes en  $\vec{x}$  des coordonnées et tangentes des points caractéristiques.

De même, l'interpolation dans le plan frontal nous permet de gérer l'écartement des pieds en phase d'appui (distance du pied à l'axe de déplacement de l'humanoïde). La dépendance étant unique en  $\vec{y}$ , nous choisissons la poulaine qui possède l'écartement de pieds le plus proche, et nous en conservons les composantes en  $\vec{y}$  des coordonnées et tangentes des points caractéristiques.

Grâce à ces deux interpolations nous pouvons assurer le passage des pieds par des traces au sol.

L'interpolation dans le plan transversal gère la posture de référence (dépendance unique en  $\vec{z}$  pour des raisons d'équilibre [Whi91]). Nous sélectionnons donc la démarche qui possède la posture de référence la plus proche de celle voulue. Nous en conservons les composantes en  $\vec{z}$  des coordonnées et tangentes des points caractéristiques.

Il est nécessaire d'apporter ensuite quelques corrections à la poulaine obtenue telles que les mises à l'échelle exacte de la longueur de pas, de l'écartement des pieds et de la posture.

### 3.3 Contrôler la vitesse

Ayant obtenu la forme de la courbe, elle ne nous fournit pas pour autant sa vitesse de parcours. Afin de contrôler cette dernière, nous utilisons un profil de vitesse. Celui-ci est adimensionné et caractérise l'ensemble des marches. Pour l'obtenir, il a fallu comparer les profils des poulaines de la base de données. Ces courbes de vitesse sont à la fois désynchronisées et différentes en durée de parcours et en distance effectuée.

Nous avons isolé un cycle et l'avons synchronisé sur l'un des quatre points caractéristiques: le point 1 où la vitesse est la plus grande pour éviter les confusions de points.

La seconde étape consiste à adimensionner les courbes afin de pouvoir les comparer :

- Deux personnes différentes ne font pas un pas dans le même temps, nous avons donc normalisé les marches suivant la durée d'un pas.
- Comme ces personnes n'ont également pas les mêmes longueurs de jambes, les pieds ne parcourent pas la même distance, nous avons donc normalisé les marches suivant ces distances.

La courbe de vitesse moyenne des différents profils obtenus peut être représentée par un polynôme. La Figure 5 montre ce profil moyen et le polynôme qui le caractérise, il nous permet de représenter la courbe avec une erreur inférieure à 10% pour les différentes courbes sources.

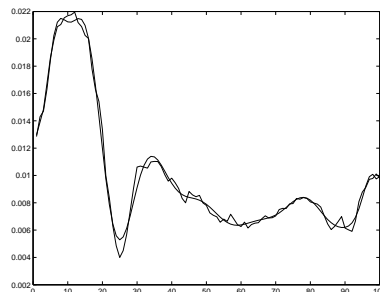


FIG. 5 – Profil de vitesse moyen calculé et approximé (polynôme de degré 20).

## 4 Résolution de la tâche secondaire

La poulaine issue de l'adaptation, de l'interpolation et du contrôle de la vitesse constitue la trajectoire de l'effecteur  $X$  imposée dans l'équation de la cinématique inverse (Équation 4).

Quand la tâche principale est résolue nous obtenons une valeur initiale  $\Delta\theta_m$ :

$$\Delta\theta_m = J^+(\theta)\Delta X \quad (5)$$

Cette solution a une norme minimale mais rien n'assure qu'elle respecte les butées et produit des trajectoires biomécaniquement correctes. De façon à contrôler le mouvement, plusieurs tâches secondaires sont proposées:

- Les butées sont ici définies par une fonction de coût  $f_1$  continue et dérivable qui augmente rapidement au delà des butées. Nous avons porté ici notre choix sur une combinaison linéaire à base de deux fonctions exponentielles (voir Figure 6 ).

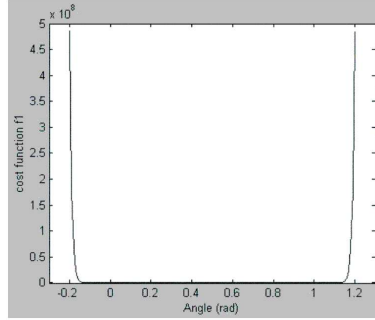


FIG. 6 – Fonction de coût sous forme exponentielle pour des butées de 0 et 1 rad

- Une contrainte de minimisation de l'énergie cinétique de rotation de chaque segment du corps :

$$f_2(\theta, \Delta\theta_m, \delta) = \sum_{b=1}^5 \frac{1}{2} R_b I_b R_b^T (w_b ((I - J^+ J) \delta, \Delta\theta_m))^2 \quad (6)$$

où  $b$  représente un des 5 segments du corps,  $I_b$  est le moment d'inertie du segment  $b$ .  $w_b$  est une fonction qui calcule le vecteur de vitesse angulaire du segment  $b$  à partir de  $\Delta\theta_m$  et du paramètre optimisé  $\delta$ .  $R_b$  est la matrice de transformation entre le repère lié au segment et le repère global F.

- Une contrainte de passage par une solution proche de la posture initiale de repos.

$$f_3(\theta, \Delta\theta_m, \delta) = \sum_{i=1}^{11} (\theta_i + (I - J^+ J) \delta_i + \Delta\theta_m - \theta_r)^2 \quad (7)$$

où  $\theta_r$  est l'angle en posture de repos.

Pour résoudre ces tâches secondaires, nous employons une méthode de Multidirectional Search (MDS) [Tor89] qui utilise des fonctions de coût (dérivables ou pas).

La solution finale est alors donnée par :

$$\theta_{t+\Delta t} = \theta_t + \Delta\theta_m + (I - J^+ J) \delta \quad (8)$$

Afin d'évaluer ces tâches secondaires, nous proposons de calculer :

- Le Jerk total, correspondant à la dérivée de l'accélération, pour le cycle de locomotion. Plusieurs études en biomécanique [LJT<sup>+</sup>00] ont démontré son importance dans le mouvement humain :

$$C_1 = \frac{1}{11} \sum_{i=1}^{11} \frac{d^3}{dt^3} \theta^2(i) \quad (9)$$

- La variation (en norme) du vecteur des angles entre le premier et le dernier pas de temps de façon à évaluer la cyclicité de la locomotion:

$$C_2 = \|\theta(end) - \theta(start)\| \quad (10)$$

- Le travail des forces internes évalué par méthode indirecte, en employant le théorème de l'énergie cinétique:

$$W_{int} = |\Delta[E_k] - mg\Delta h| \quad (11)$$

Cette méthode est classiquement utilisée en biomécanique [BSS83].  $E_k$  est définie comme la somme de l'énergie cinétique de translation et de rotation pour chacun des segments, (chacun de ces segments ayant un moment d'inertie fourni par des tables anthropométriques) en supposant que le tronc et les membres supérieurs forme un solide rigide unique). La puissance des forces internes par unité de masse est alors définie par:

$$C_3 = \frac{1}{mT} \sum_{t=1}^T W_{int}(t) \quad (12)$$

## 5 Résultats préliminaires

Afin de valider notre méthode, nous présentons des résultats préliminaires sur chacune des étapes mises en place. Tout d'abord nous validons sur un sujet connu la technique d'interpolation multidimensionnelle, puis l'utilisation du profil de vitesse et enfin les résultats obtenus par la résolution de la tâche secondaire sont comparés aux valeurs décrites dans la littérature biomécanique.

### 5.1 L'interpolation

Une première validation doit être effectuée sur la sélection des poulaines pour l'interpolation, c'est-à-dire sur l'obtention de la courbe décrivant la poulaine finale. Prenons pour cela les données connues d'un sujet capturé comme paramètres d'entrée (Table 1, les longueurs sont en cm et les angles en posture de référence).

Sujet	fémur	tibia	pas	écartement	hanche / genou
3	47.9	45.8	47.7	10.5	22.2° / -45.5°

TAB. 1 – *Données connues pour une marche d'un sujet.*

Pour que l'interpolation soit correcte, la forme de la poulaine obtenue doit être identique à celle capturée. Ces poulaines sont présentées en Figure 7 (suivant les axes  $\vec{x}$  et  $\vec{z}$ ).

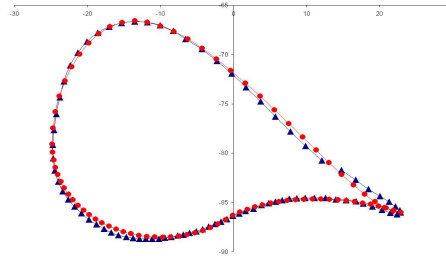


FIG. 7 – *Poulaines réelle (triangle) et modélisée interpolée (rond) (axes  $\vec{x}$  et  $\vec{z}$ ).*

La forme de la poulaine obtenue est indentique. Le décalage visible est dû à des valeurs de tangentes légèrement différentes car la modélisation paramétrique est une courbe cubique représentant au mieux la courbe réelle. Nous avons effectué cette même validation pour les toutes les poulaines de la base de données (suivant les trois axes).

## 5.2 La vitesse

Dans le processus de notre technique, après avoir obtenu la poulaine finale, nous devons suivre le profil de vitesse moyen calculé. Afin de valider ce contrôle nous comparons la poulaine réelle d'une marche avec la poulaine interpolée du même sujet avec et sans contrôle (voir détails des poulaines en Figure 8 et 9).

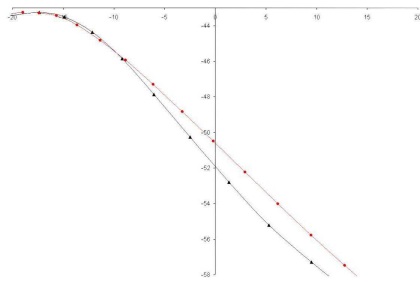


FIG. 8 – Poulaines réelle (triangle) et modélisée calculée (rond).

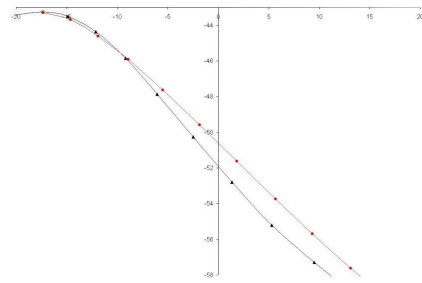


FIG. 9 – Poulaines réelle (triangle) et modélisée calculée contrôlée (rond).

Le décalage résultant est dû à la différence entre le profil de vitesse moyen utilisé et le profil de vitesse réel sur cette poulaine particulière. Afin de minimiser ce problème, nous envisageons de représenter un profil moyen pour chacune des quatre sous-courbes modélisées ou bien un profil pour un intervalle de valeurs de vitesses capturées.

## 5.3 La tâche secondaire

Ce modèle permet d'obtenir les trajectoires angulaires au niveau des articulations de la hanche (droite et gauche), du genou (droit et gauche) et du bassin (voir Figure 10). Les angles obtenus sont proches de ceux classiquement décrits dans la littérature (voir Figure 11).

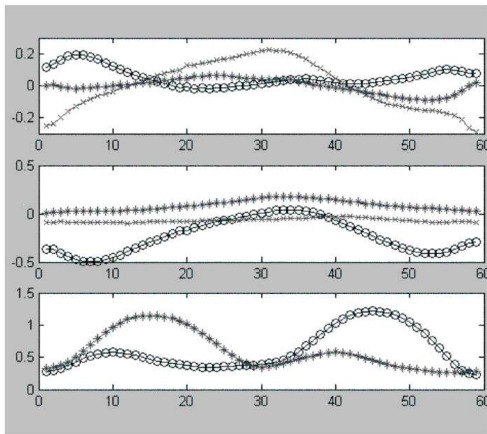


FIG. 10 – Haut) Rotations dans le plan sagittal (o), frontal (\*) et horizontal (x) du pelvis. Milieu) Rotations dans le plan sagittal (o), frontal (\*) et horizontal (x) de la hanche. Bas) Flexions du genou gauche (o) et droit (\*).

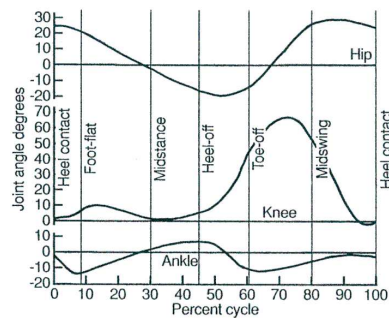


FIG. 11 – Comparaison aux valeurs angulaires de la littérature [Whi91].

On y reconnaît notamment des valeurs variant entre 0 et 0.2 rad en flexion/extension au niveau de la hanche. Ces valeurs angulaires sont globalement symétriques au niveau des rotations internes/externes et abduction/adduction de la hanche (variation de -0.29 à 0.23 rad et -0.09 à 0.07 rad respectivement). Concernant le genou, on reconnaît une forme bimodale, le premier pic correspondant à la phase d'appui au sol, et la 2ème partie de la courbe correspondant à



la phase d’oscillation de la jambe. Tous les angles obtenus ici respectent le choix des butées articulaires.

Les valeurs de Jerk calculées ( $C_1$  de l’ordre de  $10^6$  rad.s<sup>-3</sup> en moyenne) restent également proches de celles mesurées dans la littérature à des vitesses comparables [HM93].

Nous pouvons également noter une très légère dérive ( $C_2 = 0.03$  rad en moyenne) entre la première et la dernière posture, qui devraient théoriquement être les mêmes. Cependant, même si elle est minime et n’est pas un point essentiel dans le cas d’applications paléanthropologiques, elle peut revêtir une importance non négligeable dans le cas d’animation graphique sur un grand nombre de cycles de marche.

Enfin, les valeurs des puissances des forces internes ( $C_3 = 5.1$  J.Kg<sup>-1</sup>.s<sup>-1</sup>) sont compatibles avec celles mesurées dans la littérature biomécanique [BMD03] ou sur l’individu de référence. Ce travail interne est corrélé avec l’énergie physiologique de la marche [BMD03], et peut à l’avenir constituer un critère à minimiser dans la tâche secondaire.

## 6 Applications

Ce travail peut trouver des domaines divers tels que la biomécanique ou la paléanthropologie. Il doit permettre de tester plusieurs hypothèses locomotrices, dont les données anthropométriques, les butées articulaires, la longueur et l’écartement des pas, ou encore la posture de référence. Pour le domaine de l’animation et de la biomécanique, il est ainsi possible d’évaluer de façon indépendante l’influence de ces critères sur un mouvement de locomotion bipède. Ce travail offre également des perspectives intéressantes dans le domaine de la médecine. Il serait par exemple possible d’évaluer l’influence d’un procédé de rééducation sur un sujet virtuel handicapé. Enfin, en paléanthropologie, certains des paramètres utiles à la construction d’un modèle complet du déplacement bipède de squelettes fossilisés ne sont pas connus, étant donné la nature même du matériel fossile. Les paramètres utilisés dans cette étude deviennent alors des hypothèses utilisables pour des paléanthropologues. Une application envisagée est l’évaluation des aptitudes locomotrices de l’*Australopithecus afarensis* (AL288-1) “Lucy”. Dans ce cadre, nous utilisons les squelettes reconstruits et articulés virtuellement à l’UPR 2147 CNRS (Paris), selon les techniques développées par Marchal et Berillon [MB01].

Dans nos objectifs actuels, nous visons à augmenter la taille et la diversité de notre base de données de marches, avec par exemple des données sur des grands singes ou sur des enfants. Nous envisageons également de gérer un profil de vitesse paramétré suivant la vitesse de déplacement de l’humanoïde et le moment dans le cycle. Du point de vue biomécanique et paléanthropologique, un meilleur réalisme devra certainement passer par la prise en compte de degrés de liberté supplémentaires comme par exemple un système d’articulation du genou plus complexe qui permettrait une meilleure généricité inter-espèce. Nous envisageons enfin de travailler sur d’autres types de représentation du mouvement comme des règles biomécaniques ou bien des calculs dynamiques.

## 7 Collaborations

Cette étude a été partiellement réalisée dans le cadre d’un soutien ATIP<sup>2</sup> CNRS : “l’évaluation des aptitudes locomotrices des hominidés fossiles : modélisation et simulation 3D de la bipédie de Lucy, *Australopithecus afarensis*”. Ce projet regroupe deux laboratoires de paléanthropologie<sup>3,4</sup>, un laboratoire de biomécanique<sup>5</sup> et un laboratoire d’informatique<sup>6</sup>.

---

2. ATIP : Action Thématique et Incitative sur Programme

3. UPR 2147, CNRS, Dynamique de l’Évolution Humaine : Individus, Populations, Espèces (Paris)

4. UMR 5809, Laboratoire d’Anthropologie des Populations du Passé (Bordeaux)

5. Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de l’Exercice Musculaire (Rennes 2)

6. UMR 6074, Institut de Recherche en Informatique et Système Aléatoire, Projet SIAMES (Rennes 1)

## Références

- [Bae01] P. Baerlocher. *Inverse kinematics techniques for the interactive posture control of articulated figures*. PhD thesis, EPFL, Switzerland, 2001.
- [BMD03] H. Beaupied, F. Multon, and P. Delamarche. Does training have consequences for the walk-run transition speed? *Human Movement Science*, 22:1–12, 2003.
- [BSS83] R.G. Burdett, G.S. Skrinar, and S.R. Simon. Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 1(1):63–72, 1983.
- [BT92] R. Boulic and D. Thalmann. Combined direct and inverse kinematic control for articulated figure motion editing. *Computer Graphics Forum*, pages 11(4):189–202, 1992.
- [Gle98] M. Gleicher. Retargetting motion to new characters. In *SIGGRAPH'98*, 1998.
- [HM93] A. Hreljac and PE. Martin. The relationship between smoothness and economy during walking. *Biological Cybernetics*, 69(3):213–218, 1993.
- [KSK00] T. Komura, Y. Shinagawa, and L. Kunii. Creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model. *The Visual Computer*, pages 254–270, 2000.
- [LJT<sup>+</sup>00] J. Laczko, S. Jaric, J. Tihanyi, V.M. Zatsiorsky, and M.L. Latash. Components of the end-effector jerk during voluntary arm movements. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(1):14–25, 2000.
- [MB01] F. Marchal and G. Berillon. Modelling the architecture of the pelvic girdle and lower line functional complex : a three dimensional perspective. In *14ème congrès de l'UISPP, Liège*, September 2001.
- [MBBT00] JS. Monzani, P. Baerlocher, R. Boulic, and D. Thalmann. Using an intermediate skeleton and inverse kinematics for motion retargetting. *EuroGraphics 2000*, 2000.
- [MFCGD99] F. Multon, L. France, M. Cani-Gascuel, and G. Debunne. Computer animation of human walking: a survey. *Journal of Visualisation and Computer Animation 10*, pages 39–54, 1999.
- [Mén03] S. Ménardais. *Fusion et adaptation temps réel de mouvements acquis pour l'animation d'humanoïdes synthétiques*. PhD thesis, University of Rennes 1, January 2003.
- [SC02] A. Savenko and G. Clapworthy. Using motion analysis techniques for motion retargetting. Technical report, Departement of Computer & Information Sciences - De Montfort University, 2002.
- [TB96] D. Tolani and NI. Badler. Real-time inverse kinematics of the human arm. *Presence, Teleoperators, and Virtual Environments*, 5(4):393–401, 1996.
- [Tor89] V. Torczon. *Multi-directional Search: A Direct Search Algorithm for Parallel Machines*. PhD thesis, Rice University, Houston, Texas, USA, 1989.
- [Whi91] M.W. Whittle. Gait analysis: An introduction. *Oxford: Butterworth-Heinemann*, 1991.
- [WP95] A. Witkin and Z. Popović. Motion warping. In *R. Cook, editor, Computer Graphics (Proceedings SIGGRAPH'95)*, pages 105–108, August 1995. ACM-089791-701-4.
- [XV98] X.Wang and J. Verriest. A geometric algorithm to predict the arm reach posture for computer-aided ergonomic evaluation. *The Journal of Visualization and Computer Animation*, 9(1):33–47, 1998.
- [ZKC98] X. Zhang, A.D. Kuo, and D.B. Chaffin. Optimization-based differential kinematic modeling exhibits a velocity-control strategy for dynamic posture determination in seated reaching movements. *Journal of Biomechanics*, 31:1035–1042, 1998.