

Validation de mouvements adaptés par analyse de la dynamique et squelette biomécanique

Nicolas Pronost¹ et Georges Dumont²

¹IRISA, Université de Rennes 1, France

²IRISA, ENS Cachan, France

Résumé

Les méthodes d'adaptation de mouvements peuvent rendre les mouvements générés physiquement non valides. Cet article présente une méthode d'évaluation de mouvements adaptés par analyse de la dynamique. Nous utilisons une modélisation du squelette orientée angle enrichie par des données biomécaniques. Nous déterminons les forces et moments aux articulations, avec une attention particulière portée sur les forces de réaction au sol. Avec ces intentions, nous proposons une modélisation biomécanique automatique du personnage. Afin de fixer les paramètres dimensionnels du modèle et les paramètres angulaires de son mouvement, nous utilisons un algorithme classique de projection du mouvement. Ensuite, nous améliorons le modèle dimensionnel en une représentation biomécanique du squelette en utilisant des tables anthropométriques et des lois de régressions linéaires. Finalement, en utilisant une reconnaissance des phases d'appui, nous analysons la dynamique et calculons les forces et moments résultants. La validation de notre approche présente des résultats d'analyses sur des mouvements adaptés ou capturés, et des comparaisons avec la littérature et des données expérimentales issues de plateformes de force. Nous concluons cet article par une discussion de la méthode de validation.

1. Introduction

La synthèse de mouvements réalistes de personnages reste une des ambitions dans le domaine de l'animation. Le fait d'obéir aux lois de la physique semble être un critère important de la plausibilité des mouvements, c'est pourquoi la dynamique de la locomotion humaine a été étudiée depuis longtemps à des fins d'animation [VDO99, FDCM97]. La première méthode pour produire des mouvements physiquement réalistes est d'animer les personnages via des données issues de captures de mouvements qui sont intrinsèquement valides. Ces mouvements bruts sont adaptés à différentes représentations de personnages et à différents environnements. Les adaptations cinématiques et cinétiques (par interpolation, édition, retargeting ou blending) peuvent potentiellement rendre les mouvements non valides physiquement. Il est donc nécessaire d'être prudent lorsque de telles méthodes sont utilisées, par exemple en utilisant des adaptations relativement petites [GL98] ou en effectuant des modifications dans une classe de mouvement bien définie [KG04]. Quand bien même les modifications introduisent des erreurs visuellement apparentes dans la dynamique, des améliorations peuvent être apportées comme post-processus ou peuvent corriger l'algorithme d'adaptation. À cette fin, Safonova et col. [SH05] ont proposé une méthode d'analyse de l'exactitude physique dans des mouvements linéairement interpolés.

Dans cet article, nous présentons une méthode de validation de la dynamique d'un mouvement adapté. Cette validation est basée sur la création d'un squelette biomécanique, c'est-à-dire d'un squelette incluant les informations de masses et d'inerties, et sur le calcul des forces et moments résultants (Figure 1).

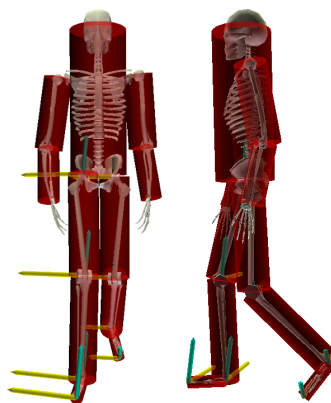


Figure 1: Cette image représente une marche analysée par notre méthode. Les forces (flèches cyans) et moments (flèches jaunes) sont estimés sur un modèle biomécanique (cylindres rouges).

Analyser la dynamique requiert un grand nombre de paramètres contraignant le mouvement (les phases d'appui par exemple) et concernant le sujet (masses et inerties). Notre but est donc double : (1) la description d'un processus automatique, générique et indépendant, calculant la dynamique d'une locomotion incluant l'évaluation de ces paramètres, (2) l'application de ce processus pour la validation d'algorithme d'adaptation de mouvement.

Cet article est structuré comme suit : la section 2 introduit les travaux du domaine et notre contribution, suivit par une vue d'ensemble de notre système (section 3). Le processus utilisé pour la création du mouvement basé sur la détermination des angles depuis des données capturées est expliqué en section 4. Dans la section 5, nous présentons la création d'un modèle biomécanique du squelette. L'analyse de la dynamique est alors présentée en section 6. Enfin, dans la section 7 nous résumons nos contributions, nous discutons de la validation de l'approche d'adaptation et nous soulignons différentes directions de recherche possibles.

2. Travaux précédents et contributions

L'analyse et la synthèse de la dynamique humaine sont des problèmes cruciaux dans beaucoup de domaine de recherche allant de la robotique à la biomécanique. Historiquement, les premières méthodes permettant le contrôle de la dynamique pour de l'animation physique [Hod98] utilisaient des contrôleurs de robots. Les contrôleurs pilotent les forces. Une fois qu'un contrôleur a été réglé, des animations réalistes peuvent être produites, comme des courses et sauts [HWBO95] ou des mouvements de personnages non humains [LVF00]. Bien qu'il y ait des avancées prometteuses dans le domaine de la synthèse par contrôleur [FVT01] avec, par exemple, du filtrage dynamique [YN03], créer des contrôleurs pour une tâche donnée reste un processus difficile. De plus, ces contrôleurs n'offrent pas un contrôle suffisant pour des animations très expressives.

L'adaptation et l'interpolation sont des composants de beaucoup d'approches pour l'édition [BT92, KMA05], l'adaptation [Gle98, CK00, PDBN06], ou le mélange [PSS02, KGP02] de mouvements humains. Ces approches ont pour but de produire des mouvements visuellement corrects mais ne s'intéressent pas à la réalité physique. L'utilisation conjointe de telles méthodes d'adaptation et de la simulation physique a alors été envisagée. Les méthodes basées sur la physique engendrent des configurations de corps en utilisant les équations du mouvement. De telles méthodes formulent alors la synthèse de mouvements comme un problème d'optimisation [FP03]. Des méthodes hybrides partant de mouvements humains ou de données biomécaniques ont été explorées. Popović et Witkin [PW99], Liu et Popović [LP02], et Abe et col. [ALP04] fournissent dans ce cadre différentes manières de modifier un mouvement d'entrée pour obtenir de nouveaux mouvements. Oshita et Makinouchi [OM01] utilisent de la dynamique inverse calculée

depuis des entrées externes afin de modifier la vitesse d'un personnage.

D'autres approches proposent d'enrichir ces modèles en utilisant des techniques d'apprentissage pour modéliser les postures humaines [GMHP04], pour représenter la physique [GT95] ou pour identifier des actions [AFO02]. Plus récemment, Liu et col. [LHP05] ont proposé un modèle basé sur la physique avec apprentissage du style de mouvement par optimisation inverse non linéaire.

Des chercheurs ont également axé leurs travaux sur l'utilisation de données issues de captures et sur leur validation. Ils ont proposés des approches qui combinent physique et captures de mouvements. Parmi les applications possibles, des études récentes prennent en compte des impulsions de forces d'impact et l'adaptation résultante du mouvement par mélange [ZMCF05] ou par graphe [AFO05]. Combiner données réelles et modèles physiques peut être effectué de différentes façons. En général, projeter un mouvement sur un modèle physique est un problème sous contraint dont l'optimisation requiert des données supplémentaires pour trouver une posture unique, comme par exemple par des approches basées sur la cinématique inverse [ZB94]. Certains travaux se sont particulièrement intéressés au problème de la projection, principalement pour la création d'un squelette en estimant les liaisons grâce à des données magnétiques [OBBH00, KOF05], ou à des données de marqueurs optiques [SPB*99, ZV03] mais également à des fins interactives [OTH02].

Récemment, quelques approches ont étudié la physique dans des mouvements interpolés. Safonova et Hodgins [SH05] proposent une analyse de la conservation, dans des mouvements interpolés, de propriétés physiques de base telles que le moment linéaire et angulaire, l'équilibre statique ou la friction au sol. Ils proposent des méthodes permettant de conserver la justesse physique de mouvements bruts utilisés dans des algorithmes d'interpolation.

Dans notre travail, nous proposons une méthode générique de validation de locomotion basée sur l'analyse des lois fondamentales de la physique. Cette analyse est indépendante de la méthode d'adaptation. Nous calculons les forces et moments résultants et les comparons avec la littérature en biomécanique. Dans le processus de validation, nous nous intéressons plus particulièrement aux forces résultantes de réaction au sol, car nous pouvons les comparer à des données expérimentales issues de plateformes de force. Notre approche repose sur une représentation du personnage incluant les informations de masses et d'inerties. Le processus définissant cette représentation est guidé par des choix et mises à l'échelle dans des tables anthropométriques [DeL96] et sur des lois de régression linéaires [VDO99]. Notre contribution peut donc être résumée en deux points : (1) la création d'un squelette biomécanique du personnage basé sur une notation issue de la robotique [HD55] et sur des tables anthro-

ométriques, (2) l'évaluation des forces et moments résultants pour la validation.

3. Vue générale du système

Une vue générale de notre système, reliant nos contributions, est présentée en Figure 2.

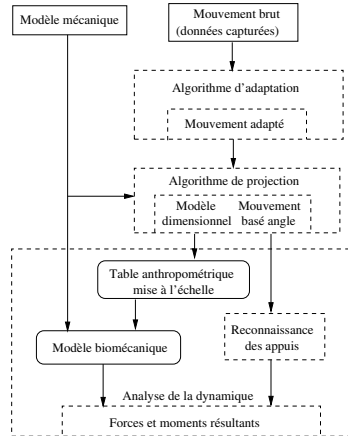


Figure 2: Vue générale du système d'analyse. Les entrées sont le mouvement brut (capturé) et une chaîne mécanique décrivant le squelette. Les sorties sont les forces et moments aux articulations.

Afin de vérifier le respect des lois fondamentales, nous avons besoin des accélérations angulaires aux articulations. Donc, la première étape est de convertir le mouvement brut en mouvement basé sur les angles. Nous commençons par définir les centres articulaires, construits grâce aux marqueurs externes. Les chaînes cinématiques décrivant le nombre de degrés de liberté et la hiérarchie du squelette est définie par ces centres.

La prochaine étape, non développée dans cet article (mais présentée dans [PDBN06]), consiste à utiliser un algorithme d'adaptation du mouvement à un nouveau personnage et à des contraintes extérieures.

Le mouvement obtenu est alors projeté sur le squelette. Le modèle est ainsi amélioré par l'ajustement des longueurs des membres, et le mouvement est décrit par des angles aux articulations.

Nous faisons évoluer encore le modèle, en utilisant des tables anthropométriques et des lois de régression, afin d'obtenir un modèle contenant toutes les informations requises pour l'évaluation de la dynamique.

Pour vérifier le respect des lois, nous avons besoin de connaître les forces externes agissant sur le corps. Pour cela, nous créons une reconnaissance automatique des phases d'appui, qui nous permet d'analyser la dynamique grâce au modèle et au mouvement basé angle.

4. Des marqueurs au mouvement angulaire

Dans cette section, nous présentons le processus qui crée le mouvement angulaire à partir des données de la capture. L'idée est de projeter le mouvement sur un squelette défini par une hiérarchie de degrés de liberté (ddl). Dans notre approche, nous définissons d'abord les articulations utilisées (dans 4.1) et créons le modèle mécanique (dans 4.2). Ensuite, nous projetons le mouvement (dans 4.3), c'est-à-dire nous reconstruisons géométriquement les postures conformément au mouvement et au modèle mécanique.

4.1. Définition des articulations

Les mouvements bruts sont définis comme une séquence de postures $M(t_i) = \{P_i(L_1), P_i(L_2), \dots, P_i(L_k)\}$ où $P_i(L_k)$ est la position tridimensionnelle du marqueur L_k au temps $i \in [1, \dots, N_T]$ avec N_T le nombre d'instant d'acquisition. Nous devons calculer les positions tridimensionnelles $P_i(a) = \{P_{i,x}(a), P_{i,y}(a), P_{i,z}(a)\}$ pour chaque système articulaire a que nous voulons simuler. À chaque ddl de notre modèle mécanique est associé une position $P(a)$. Si le système articulaire a plusieurs degrés de liberté, chaque ddl du système a la même position $P(a)$. Ainsi, nous calculons les N_T positions de chaque système a comme une fonction des $M(t_i)$ et des $P(a)$ déjà calculés. Nous pouvons ainsi travailler avec n'importe quel ensemble de marqueurs si nous pouvons associer au moins un $P(L_k)$ à un $P(a)$. Le principal intérêt est que nous pouvons ainsi définir des positions très précises aux centres articulaires (voir la Figure 3 pour le genou) ou bien des points virtuels comme la racine du squelette (en utilisant les marqueurs du bassin par exemple).

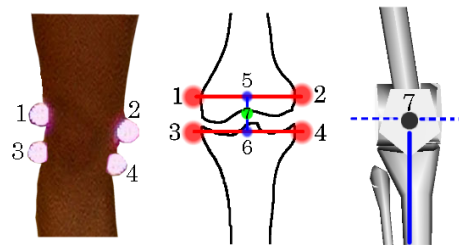


Figure 3: Exemple du genou. Gauche : Nous plaçons 4 marqueurs sur les épicondyles latéraux (1=fémur, 3=tibia) et médiaux (2=fémur, 4=tibia). Centre : 5, 6 et 7 sont les milieux de [1,2], [3,4] et [5,6]. Nous considérons alors le point 7 comme centre articulaire du genou. Droite : L'articulation du genou est définie par le point 7 dont les axes de rotations dépendent des positions 3D des systèmes articulaires voisins.

4.2. Modèle mécanique du squelette

La représentation de Denavit-Hartenberg [HD55] et sa notation modifiée [KK86] (Figure 4) sont devenues un moyen

standard de représentation de chaînes articulaires et de modélisation de leurs mouvements. Cette représentation est une approche systématique pour affecter un système de coordonnées orthonormal (x, y, z) à chaque ddl de la chaîne. Il est alors possible de relier un ddl au prochain et finalement d'assembler une représentation complète de la géométrie du robot. Quatre paramètres sont utilisés pour définir la matrice de transformation linéaire entre deux frames successifs associée à chaque ddl.

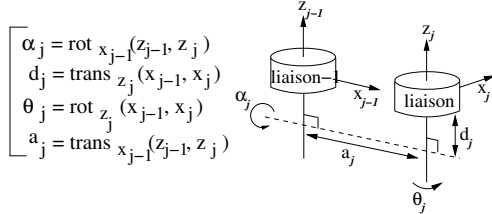


Figure 4: La représentation modifiée de Denavit-Hartenberg décrivant le passage entre deux articulations consécutives : liaison-1 et liaison. Gauche : Les quatre paramètres où $rot_a(u, v)$ est la rotation autour de l'axe a pour amener u parallèle à v et $trans_a(u, v)$ est la translation le long de l'axe a qui rend u et v colinéaires. Droite : la schématisation de ces relations avec $\alpha_j = 0$, $a_j > 0$, $\theta_j = \pi/2$ et $d_j = 0$.

La représentation modifiée est adaptée dans le cadre de la représentation d'un squelette d'humain virtuel. Ainsi, la hiérarchie de notre squelette est directement incorporée dans cette représentation, de même que l'expression de la position et de l'orientation d'un ddl dans le repère de son parent.

Notre système calcule, sur tout le mouvement, des valeurs moyennes de distances entre articulations. Ces valeurs définissent les paramètres de translation d_j et a_j . Nous avons juste à fournir les paramètres rotationnels α_j et θ_j . La Figure 5 montre un exemple de paramètres rotationnels modélisant un squelette humain.

4.3. Construction du mouvement basé angle

Dans cette section, nous nous intéressons au problème de la projection du mouvement. Nous résolvons ce problème système articulaire par système articulaire (c'est-à-dire par ensemble de ddl co-localisés) en utilisant une reconstruction géométrique directe. Nous calculons la matrice de rotation M_j^{j+1} entre les systèmes articulaires $SysArt_j$ et $SysArt_{j+1}$ permettant au prochain système $PositionProjete_{SysArt_{j+1}}$ d'être le plus proche possible de la position désirée $PositionBrute_{SysArt_{j+1}}$.

- Si $SysArt_j$ est une liaison pivot, le produit scalaire entre les vecteurs normalisés représentant les membres \vec{mem} donne le *cosinus* de l'angle recherché θ'_j :

$$\frac{\vec{mem}_{j-1,j} \cdot \vec{mem}_{j,j+1}}{|\vec{mem}_{j-1,j}| \cdot |\vec{mem}_{j,j+1}|} = \cos(\theta'_j)$$

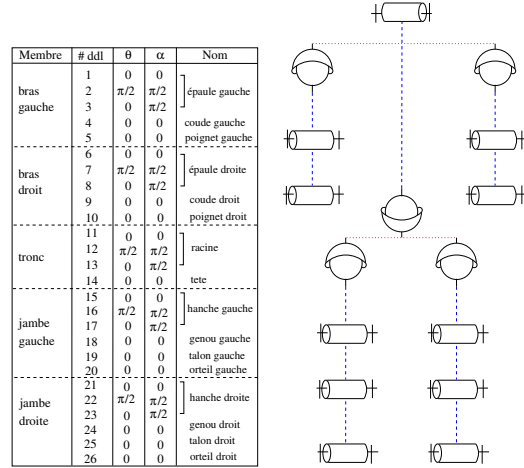


Figure 5: Un modèle mécanique de squelette humain avec la notation modifiée de Denavit-Hartenberg. Gauche : Les paramètres rotationnels θ et α pour les 26 ddl. Droite : La description roboticienne associée avec des articulations pivot et rotule.

Nous ajoutons θ'_j , dont le signe est déterminé par le produit vectoriel $\vec{mem}_{j-1,j} \wedge \vec{mem}_{j,j+1}$, à la valeur initiale de θ_j .

- Si $SysArt_j$ est une liaison rotule, nous devons choisir la matrice M_j^{j+1} parmi une infinité de solutions. Mais nous avons souvent des contraintes additionnelles pour nous aider. Par exemple lorsque $SysArt_{j+1}$ est une liaison pivot, l'axe \vec{x}_j est déjà défini suivant la direction $(SysArt_j, SysArt_{j+1})$. Donc afin de minimiser l'erreur future entre $PositionProjete_{SysArt_{j+2}}$ et $PositionBrute_{SysArt_{j+2}}$, \vec{z}_j doit être colinéaire à \vec{z}_{j+1} , et donc colinéaire au produit vectoriel : $\vec{mem}_{j,j+1} \wedge \vec{mem}_{j+1,j+2}$. Une valeur moyenne de \vec{z}_j peut également être calculée aussi longtemps que les $SysArt_{j+k}$ sont des liaisons pivots afin de minimiser les k erreurs successives. Si nous n'avons pas de contraintes additionnelles, nous calculons la rotation minimale par rapport au repère précédent.

La Figure 6 montre un résultat de notre algorithme de projection avec le modèle mécanique présenté en Figure 5.

5. Le modèle biomécanique

5.1. Genre et sémantique des membres

Comme les tables anthropométriques sont différentes suivant la catégorie (Homme/Femme) de la personne, nous fournissons cette information. Pour la même raison, nous devons affecter une sémantique au membre, c'est-à-dire associer un segment entre deux systèmes articulaires à un membre humain. La sémantique peut se faire manuellement

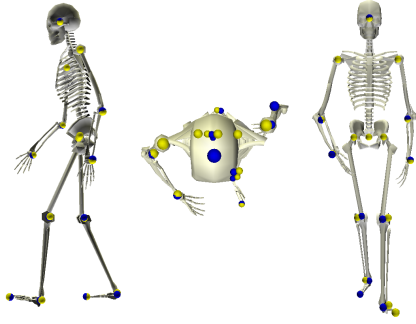


Figure 6: Vues sagittale, transversale et frontale d'un mouvement de marche projeté sur le modèle aux dimensions et ddl fixes. Les sphères bleues sont les marqueurs initiaux et les sphères jaunes sont les centres articulaires du modèle.

ou automatiquement si les systèmes possèdent des labels prédéfinis.

5.2. Utilisation de tables anthropométriques et de lois de régression

Nous modélisons les membres par des cylindres de densité homogène car les tables et lois sont fournies avec cette représentation. Grâce à l'évaluation des longueurs des membres (paramètres a_j), nous estimons la taille totale H et la masse M du personnage en utilisant les tables décrites dans [DeL96]. Nous utilisons des lois de régression linéaires [VDO99] pour estimer les masses et inerties de chaque membre m :

– Masse

$$m_m = a.M + b.l_m.c_m^2 + c \quad (1)$$

où m_m est la masse du membre m , l_m sa longueur, c_m sa circonférence et (a, b, c) trois coefficients dépendant du genre et du membre.

– Inertie

$$I_m = a.M.(b.l_m^2 + c.c_m^2) + d \quad (2)$$

où I_m est l'inertie du membre m et (a, b, c, d) quatre coefficients dépendant du genre et du membre.

Ces équations sont bien établies pour les membres inférieurs. Pour le haut du corps, les masses sont directement calculées par valeurs proportionnelles depuis les tables mises à l'échelle, les inerties sont calculées grâce au rayon de giration :

$$I_m = m_m.(l_m.r_m)^2 \quad (3)$$

où r_m est le rayon de giration exprimé comme pourcentage de l_m .

6. Analyse de la dynamique

À ce point, nous avons un modèle qui contient les informations de masses et d'inerties sur lequel l'évolution des angles est appliquée. Nous pouvons donc valider ou non le respect des propriétés physiques. Pour résoudre ce problème, nous devons connaître les forces externes appliquées au système. Pour la locomotion, ces forces sont : la gravité, les forces de réaction au sol et les forces de friction. L'application de la gravité est directe, et nous supposons que les forces de friction sont négligeables. Nous nous focalisons donc ici sur la détermination des forces de réaction au sol. Cette détermination est effectuée en deux étapes. Dans la première, nous évaluons les instants de contacts c'est-à-dire les poser de talon et lever d'orteils. La seconde étape consiste à appliquer le principe fondamental de la dynamique (PFD) pour déterminer les forces et moments résultants.

6.1. Reconnaissance des phases d'appui

En déterminant les instants de contacts, nous pouvons estimer les phases d'appui du personnage durant la locomotion, et alors appliquer les équations appropriées.

Pour plus de généralité, nous avons étudiés quatre méthodes de reconnaissance avec quatre ensembles de points possibles de support. Nous présentons dans cette section, les principes utilisés et les résultats obtenus avec notre exemple de points précédent : les talons et orteils.

6.1.1. Principes

- méthode *visuelle* : notre méthode de référence est une estimation visuelle, elle nous servira à évaluer les autres méthodes décrites ci-dessous. Nous pouvons estimer les instants de contacts avec une précision égale à la fréquence du système de capture de mouvement, hélas cette reconnaissance n'est pas automatique.
- méthode *vit* : nous estimons un seuil de vitesse sous lequel le pied est supposé être en appui. Les posés de talons sont établis lorsqu'ils descendent sous le seuil, les lever d'orteils lorsqu'ils passent au dessus.
- méthode *amplitude* : nous estimons un seuil d'amplitude verticale du pied. Nous détectons les instants de contacts en utilisant cette altitude maximale, sous laquelle le pied est considéré en appui.
- méthode *config* : l'extension et la flexion maximales possèdent des configurations d'articulations particulières. Ces configurations sont un maximum local pour l'extension et un point de croisement 2D pour la flexion.

6.1.2. Résultats de la reconnaissance d'appui

Nous présentons en Table 1, les évaluations des méthodes de reconnaissance grâce aux quatre critères suivants.

Nombre d'échecs. La méthode *visuelle* n'échoue évidemment jamais. Les méthodes *vit* et *config* n'ont jamais

critère/rang	1	2	3
Nombre d'échecs	(0) vit	(0) config	(16) amplitude
Erreur moyenne	(2.3) vit	(5.6) amplitude	(9.7) config
S.D.	(1.6) vit	(2.1) config	(2.4) amplitude
S.D. norm.	(-) config	(0.41) amplitude	(0.50) vit

Table 1: Les méthodes sont rangées par ordre décroissant de qualité pour chaque critère. La qualité est établie en comparaison avec la méthode de référence visuelle. Nous évaluons les méthodes sur 12 locomotions, donc sur 12×2 (gauche-droite) $\times 2$ (flexion-extension) = 48 contacts.

échouées avec l'ensemble donné des 12 locomotions, et la méthode *amplitude* a un taux de réussite de 66%. Nous pouvons assurer qu'au moins une des méthodes donnera un résultat valide.

L'erreur moyenne : $\bar{e} = \frac{\sum_{i=1}^N |F_{ref_i} - F_{eval_i}|}{N}$, où F_{ref_i} est l'instant de référence du contact i (défini par *visuelle*), F_{eval_i} est l'instant évalué, et N est le nombre de contacts (48 dans notre exemple). C'est la différence moyenne de l'évaluation des instants de contacts. Les erreurs pour les méthodes *vit* et *amplitude* sont acceptables, mais pour *config*, une valeur de 9.7 (c'est-à-dire 0.17 s) est assez grande.

L'écart type de l'erreur : $sd = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (e_i - \bar{e})^2}{N}}$, où e_i est l'erreur au contact i , et \bar{e} son erreur moyenne. Ce critère montre la stabilité des algorithmes de reconnaissance. Nous notons une fois encore la bonne précision de la méthode basée sur la vitesse, celles basées sur l'amplitude et sur la configuration sont très acceptables.

L'écart type normalisé des valeurs des paramètres : $sdn = \frac{\sum_{i=1}^p sd(param)}{p \cdot \overline{param}}$, où $sd(param)$ est l'écart type des valeurs des paramètres, \overline{param} est leur erreur moyenne, et p est le nombre de paramètres (2 pour les deux méthodes concernées *vit* et *amplitude*). Ce critère montre la stabilité des paramètres, c'est-à-dire des seuils de vitesse et d'amplitude. Nous voyons ici l'intérêt principal de la méthode *config* puisqu'elle ne nécessite pas de paramètres. Aucune des deux méthodes ne semblent se distinguer. Mais nous pouvons noter que les paramètres sont assez stables, ce qui nous permet d'utiliser des valeurs moyennes pour toute locomotion (voir Table 2).

	posé de talon	levé d'orteil
<i>amplitude</i> (%)	13.0	13.37
<i>vitesse</i> (m/s)	0.73	0.39

Table 2: Valeurs moyennes des seuils. Les amplitudes sont en pourcentage d'élévation maximale du pied durant un cycle.

Nous effectuons les mêmes calculs statistiques pour trois autres configurations de points de contacts : *cheville et orteil*, *cheville seule* et *talon seul*. Différents protocoles de positionnement de marqueurs sont ainsi analysés. Les résultats

montrent l'importance du talon (pour la détection des extensions) et de l'orteil (pour la détection des flexions). Notre algorithme de reconnaissance utilise la méthode la mieux adaptée en fonction de sa qualité et de la configuration du squelette. Dans notre configuration, *talon et orteil*, la méthode la mieux adaptée est celle basée sur la vitesse.

6.2. Forces et moments résultants

Dans cette section, nous appliquons le Principe Fondamental de la Dynamique (PFD) sur le mouvement. Grâce à la connaissance des phases d'appui et au modèle biomécanique du squelette, nous calculons les forces et moments agissant aux articulations suivantes : orteils, genoux, hanches, épaules, coudes et poignets. Pour effectuer ces calculs, nous fournissons un processus automatique que nous décrivons en quelques points clés.

6.2.1. Free Body Diagram et PFD

En premier, nous devons comprendre le concept de Free Body Diagram (FBD). Un FBD est un diagramme sur lequel le segment ou corps étudié est retiré de son environnement et où les forces et moments extérieurs agissant sur lui sont dessinés. Par exemple, durant une phase d'appui, les forces extérieures agissant sur un pied sont son poids, la force de réaction au sol et la force du reste du corps sur la cheville. Les moments extérieurs sont le moment au sol et le moment dû au mouvement du reste du corps à la cheville.

L'étape suivante est d'appliquer le PFD sur chaque segment avec l'aide de la notation FBD. Le PFD possède deux expressions : en translation et en rotation.

Expression en translation : La somme des forces externes agissant sur le segment s est égale au produit de sa masse m_s (supposé constante) par l'accélération de son centre de gravité CG_s :

$$\sum \overrightarrow{Forces}_s = m_s \cdot \vec{a}_{CG_s} \quad (4)$$

Expression en rotation : La somme des moments externes agissant sur un segment s est égale à la dérivée de son moment angulaire $\vec{\delta}_s$.

$$\sum \overrightarrow{Moments}_s = \vec{\delta}_s \quad (5)$$

$\vec{\delta}_s$ est une fonction de l'inertie $[I]_{CG_s}$ et de l'accélération angulaire $\vec{\omega}_{CG_s}$, exprimée en CG_s :

$$\vec{\delta}_s = [I]_{CG_s} \cdot \vec{\omega}_{CG_s} \quad (6)$$

Nous avons donc la formulation suivante :

$$\sum_j \vec{M}_s = \sum_j (\overline{CG_s O_j} \wedge \vec{F}_{j/s}) + \sum_j \vec{C}_{j/s} = [I]_{CG_s} \cdot \vec{\omega}_{CG_s} \quad (7)$$

où O_j est le point d'application à l'articulation j de la force externe $\vec{F}_{j/s}$ agissant sur s , et $\vec{C}_{j/s}$ est le moment angulaire en O_j .

6.2.2. Résolution des équations

La structure des équations précédentes dépend des forces externes appliquées sur le corps. Nous les résolvons en fonction de ces forces externes qui sont les forces de réaction au sol. Il y a trois états possibles : un pied d'appui, deux pieds d'appui, et pas d'appui (Figure 7).

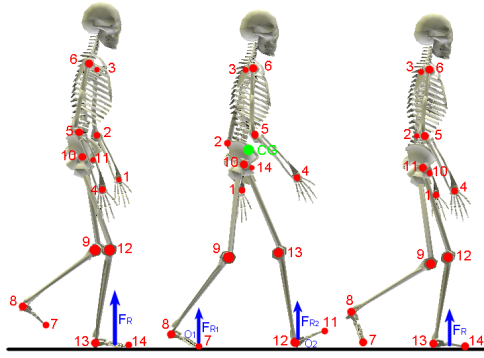


Figure 7: Ordre d'évaluation des équations. Gauche et droit : simple appui, résolution itérative depuis les segments libres jusqu'au pied d'appui. Centre : double appui, résolution globale en utilisant le mouvement du centre de gravité (CG) et les positions des appuis (O_1, O_2).

Expression en translation :

- simple appui

Pendant une phase de simple appui, nous résolvons récursivement l'expression en translation de la loi depuis les segments libres (pied libre et poignets) jusqu'au pied en appui. Étant donné qu'il n'y a pas de force additionnelle agissant sur les segments libres, nous pouvons y résoudre l'équation et calculer la force agissant sur le segment suivant, et ainsi de suite. Les parties gauche et droite de la Figure 7 montre l'ordre d'évaluation utilisé : bras gauche, bras droit, jambe libre (les trois calculs sont indépendants), puis la jambe en appui depuis la hanche jusqu'à l'orteil. Nous pouvons utiliser l'algorithme suivant pour résoudre l'équation à chaque articulation a associée au segment s .

pour toute articulation a **faire**

```
poidss = {0.0, 0.0, -g . ms}
forcea = ms . accs - poidss
forcea = forcea - forcea-1
```

fait

- double appui

Lorsque le personnage est en phase de double appui, l'algorithme précédent ne peut pas être directement appliqué car les deux forces de réaction au sol \vec{F}_{R_1} et \vec{F}_{R_2} sont inconnues (centre de la Figure 7). Le mouvement du système global donne l'équation :

$$\vec{F}_{R_1} + \vec{F}_{R_2} + (-\vec{g}) \cdot \sum m_s = (\sum m_s) \cdot \vec{a}_{CG} \quad (8)$$

où $(-\vec{g}) \cdot \sum m_s$ est le poids total du personnage. Pour résoudre cette équation à deux inconnues, nous utilisons l'expression en rotation en CG :

$$\overline{CG O_1} \wedge \vec{F}_{R_1} + \overline{CG O_2} \wedge \vec{F}_{R_2} = [I]_{CG} \cdot \vec{\omega}_{CG} \quad (9)$$

où O_1 et O_2 sont les positions connues d'appui, $[I]_{CG}$ la matrice d'inertie et $\vec{\omega}_{CG}$ le vecteur d'accélération angulaire. Le terme en moment angulaire est nul car il n'y a pas de moment localisé en ces points d'appui. Avec ces deux équations, nous sommes capables de calculer les forces de réaction au sol et donc résoudre itérativement l'équation en translation depuis les supports jusqu'aux hanches.

- sans appui

Pendant une phase de vol, le calcul est simple, il n'y a pas de force additionnelle, donc nous résolvons les quatre chaînes indépendamment depuis les segments libres jusqu'au tronc. Ce cas est utilisé dans des mouvements de courses et de sauts. Nous obtenons ainsi les forces internes pour tout type de locomotion.

Expression en rotation :

Le terme de droite de l'équation 6 est calculé à partir du mouvement et des données inertielles, mais $[I]_{CG_s}$ est toujours exprimé dans le repère local. L'équation exprimée dans le repère global est :

$$\vec{\delta}_s = R_s^T \cdot [I]_{CG_s} \cdot R_s \cdot \vec{\omega}_{CG_s} \quad (10)$$

où R_s est la matrice de rotation du segment s . Nous pouvons alors appliquer l'algorithme suivant pour calculer les moments à chaque articulation a associée au segment s .

pour toute articulation a **faire**

```
poidss = {0.0, 0.0, -g . ms}
Moment_du_a_poidsa = |aCGs| ∧ poidss
Moment_du_a_forcea-1 = |a(a-1)| ∧
```

force_{a-1}

```
Momenta = δs - Moment_du_a_forcea-1 -
Moment_du_a_poidsa - Momenta-1
```

fait

6.2.3. Résultats

Nous avons finalement atteint notre objectif : le calcul des forces et moments résultants. Dans cette section, nous dé-

montrons que ces résultats sont valides. Nous les comparons à la littérature en biomécanique et à des données provenant du principal moyen de mesures réelles : la plateforme de force.

La Figure 8 montre des résultats d'analyses pour plusieurs locomotions adaptées.

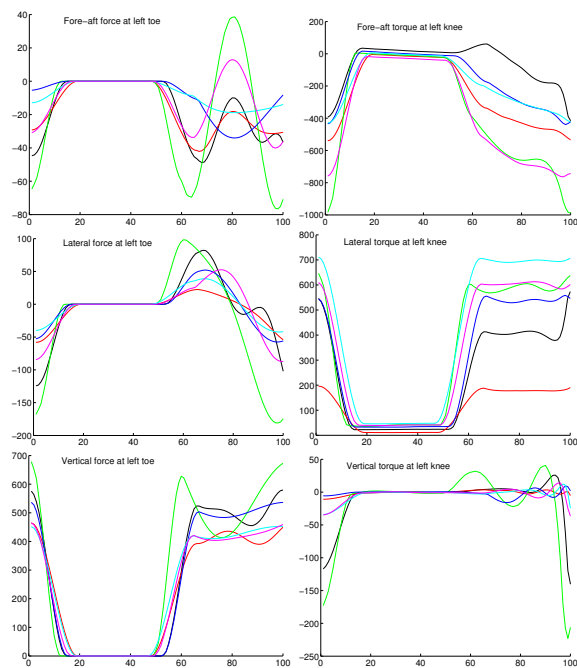


Figure 8: Gauche : Forces résultantes (en N) à l'orteil gauche pour 6 marches adaptées. Droite : Moments (en N.m) au genou gauche pour les mêmes locomotions. Un cycle entier est affiché depuis le posé du talon droit jusqu'au suivant.

Le travail que nous présentons ici est une application indépendante du mouvement analysé. Nous pouvons donc l'appliquer à différentes sources de mouvements bruts et nous intéresser aux forces de réaction au sol (Figure 11). De plus, nous comparons des mouvements adaptés et analysés avec des données de plateformes de force (Figure 9).

Nous comparons favorablement les forces et moments obtenus avec d'autres données décrites dans la littérature [VDO99, FDCM97] (Figure 10), [ANC89].

Notre analyse de la dynamique de mouvements adaptés et bruts donne des résultats valides comparés à la littérature et aux mesures réelles. Nous pouvons dire que notre processus est alors valide.

7. Conclusion

Dans cet article, nous avons présenté une méthode d'analyse de la dynamique de locomotions adaptées avec comme but la validation d'un algorithme d'adaptation. Dans cette

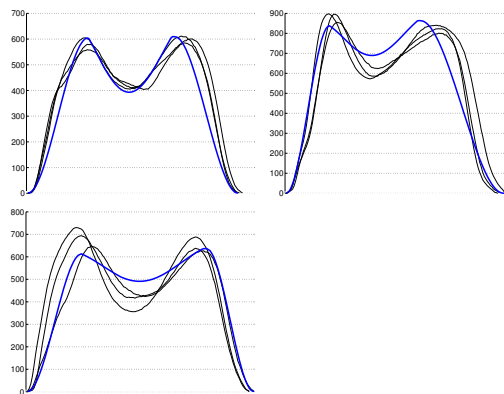


Figure 9: En haut à gauche : un homme de 55.4kg, en haut à droite : un homme de 79.6kg, en bas : une femme de 58.2kg. Les courbes noires sont 3 forces de réaction au sol de ces personnes mesurées par plateforme. Les courbes bleues sont des forces de réaction au sol analysées sur des marches normales adaptées aux paramètres biomécaniques des mêmes personnes.

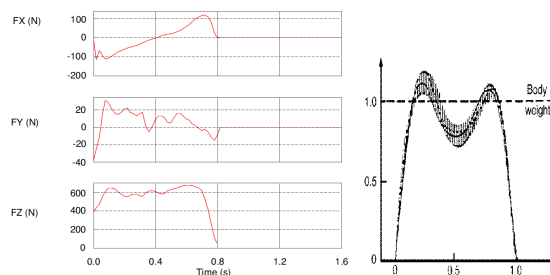


Figure 10: Forces de réaction dans la littérature. Gauche : sur un homme adulte de 60kg. F_x est la force sagittale, F_y la médiolaterale, et F_z la verticale en Newtons [VDO99]. Droite : Plusieurs mesures sur un homme adulte de 80kg [FDCM97].

méthode, nous définissons d'abord un processus de transformation nous permettant de travailler avec un mouvement angulaire. La seconde étape consiste à définir le modèle comme une représentation biomécanique du squelette. Cette représentation est créée par amélioration d'un modèle mécanique du squelette en utilisant des tables anthropométriques et des lois de régression. Finalement, en utilisant une reconnaissance des phases d'appui, nous vérifions le respect de la dynamique.

Ce processus est automatique, générique et indépendant. Ici, il est appliqué à des locomotions adaptées, mais il peut être utilisé sur d'autres mouvements interpolés ou réels. Nous présentons cette approche comme un post-processus d'analyse, mais la méthode utilisée peut être exécutée en temps réel pendant l'algorithme d'adaptation. Ainsi, nous

prévoyons d'implémenter notre analyse directement dans notre méthode d'adaptation. Notre futur travail est d'orienter l'analyse et la synthèse de mouvements par les forces et moments par exemple pour de l'estimation de coût énergétique, pour de l'interpolation basée effort ou pour la reconnaissance et la classification de mouvements.

Bibliographie

- [AFO02] ARIKAN O., FORSYTH D., O'BRIEN J. : Motion synthesis from annotations. *ACM Transactions on Graphics* 33 (3) (July 2002), 402–408.
- [AFO05] ARIKAN O., FORSYTH D., O'BRIEN J. : Pushing people around. In *ACM Siggraph / Eurographics Symposium on Computer Animation* (July 2005), pp. 59–67.
- [ALP04] ABE Y., LIU C., POPOVIĆ Z. : Momentum-based parametrization of dynamic character motion. In *ACM Siggraph / Eurographics Symposium on Computer Animation* (August 2004), pp. 173–182.
- [ANC89] APKARIAN J., NAUMANN S., CAIMS B. : A three-dimensional kinematic and dynamic model of lower limb. *Journal of Biomechanics* 22 (1989), 143–155.
- [BT92] BOULIC R., THALMANN D. : Combined direct and inverse kinematic control for articulated figure motion editing. *Computer Graphics Forum* 11(4) (1992), 189–202.
- [CK00] CHOI K., KO H. : On-line motion retargetting. *The Journal of Visualisation and Computer Animation* 11(5) (December 2000), 223–235.
- [DeL96] DELEVA P. : Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics* 29 (9) (September 1996), 1223–1230.
- [FDCM97] FAURE F., DEBUNNE G., CANI M., MULTON F. : Dynamic analysis of human walking. In *Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation (EGCAS)* (September 1997).
- [FP03] FANG A., POLLARD N. : Efficient synthesis of physically valid human motion. *ACM Transactions on Graphics* 22 (3) (July 2003), 417–426.
- [FVT01] FALOUTSOS P., VAN DE PANNE M., TERZOPOULOS D. : Composable controllers for physics-based character animation. In *Proceedings of SIGGRAPH'01* (August 2001), pp. 251–260.
- [GL98] GLEICHER M., LITWINOWICZ P. : Constraint-based motion adaptation. *The Journal of Visualization and Computer Animation* 9, 2 (1998), 65–94.
- [Gle98] GLEICHER M. : Retargetting motion to new characters. In *SIGGRAPH '98 : Proceedings of the 25th annual conference on Computer graphics and interactive techniques* (1998), pp. 33–42.
- [GMHP04] GROCHOW K., MARTIN S., HERTZMANN A., POPOVIĆ Z. : Style-based inverse kinematics. In *Proceedings of ACM Symposium on Interactive 3D Graphics* (2004), pp. 522–531.
- [GT95] GRZESZCZUK R., TERZOPOULOS D. : Automated learning of muscle-actuated locomotion through control abstraction. In *Proceedings of SIGGRAPH'95* (August 1995), pp. 63–70.
- [HD55] HARTENBERG R., DENAVIT J. : A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *Journal of Applied Mechanics* (June 1955), 215–221.
- [Hod98] HODGINS J. : Animating human motion. *Scientific American* 278 (3) (March 1998), 64–69.
- [HWBO95] HODGINS J., WOOTEN W., BROGAN D., O'BRIEN J. : Animating human athletics. In *Proceedings of SIGGRAPH'95* (August 1995), pp. 71–78.
- [KG04] KOVAR L., GLEICHER M. : Automated extraction and parametrization of motions in large data sets. *ACM Transactions on Graphics* 23 (3) (August 2004), 559–568.
- [KGP02] KOVAR L., GLEICHER M., PIGHIN F. : Motion graphs. In *Proceedings of SIGGRAPH'02* (July 2002).
- [KK86] KHALIL W., KLEINFINGER J. : A new geometric notation for open and closed loop robots. In *ICRA'86* (April 1986), pp. 75–79.
- [KMA05] KULPA R., MULTON F., ARNALDI B. : Morphology-independent representation of motions for interactive human-like animation. *Computer Graphics Forum / EG2005 Proceedings* 24 (3) (2005), 343–352.
- [KOF05] KIRK A., O'BRIEN J., FORSYTH D. : Skeletal parameter estimation from optical motion capture data. *Computer Vision and Pattern Recognition 2005* 2 (20-25 June 2005), 782–788.
- [LHP05] LIU C., HERTZMANN A., POPOVIĆ Z. : Learning physics-based motion style with nonlinear inverse optimization. *ACM Transactions on Graphics* 24 (3) (July 2005), 1071–1081.
- [LP02] LIU C., POPOVIĆ Z. : Synthesis of complex dynamic character motion from simple animation. *ACM Transactions on Graphics* 21 (3) (July 2002), 408–416.
- [LVF00] LASZLO J., VAN DE PANNE M., FIUME E. : Interactive control for physically-based animation. In *Proceedings of SIGGRAPH'00* (July 2000), pp. 201–208.
- [OBBH00] O'BRIEN J., BODENHEIMER R., BROSTOW G., HODGINS J. : Automatic joint parameter estimation from magnetic capture data. In *Proceedings of Graphics Interface'00* (May 2000), pp. 53–60.
- [OM01] OSHITA M., MAKINOCHI A. : A dynamic motion control technique for human-like articulated figures. *Computer Graphics Forum / EG2001 Proceedings* 20 (3) (2001), 192–202.

- [OTH02] OORE S., TERZOPOULOS D., HINTON G. : Local physical models for interactive character animation. *Computer Graphics Forum / EG2002 Proceedings 21 (3)* (2002).
- [PDBN06] PRONOST N., DUMONT G., BERILLON G., NICOLAS G. : Morphological and stance interpolations in database for simulating bipedalism of virtual humans. *The Visual Computer 22*, 1 (January 2006), 4–13.
- [PSS02] PARK S., SHIN H., SHIN S. : On-line locomotion generation based on motion blending. In *ACM Siggraph / Eurographics Symposium on Computer Animation* (July 2002), pp. 105–111.
- [PW99] POPOVIĆ Z., WITKIN A. : Physically based motion transformation. In *Proceedings of SIGGRAPH'99* (August 1999), pp. 11–20.
- [SH05] SAFONOVA A., HODGINS J. : Analyzing the physical correctness of interpolated human motion. In *ACM Siggraph / Eurographics Symposium on Computer Animation* (July 2005), pp. 171–180.
- [SPB*99] SILAGHI M., PLANKERS R., BOULIC R., FUA P., THALMANN D. : Local and global skeleton fitting techniques for optical motion capture. *CAPTECH'98 : Modeling and Motion Capture for Virtual Environments 1537* (November 1999), 26–40.
- [VDO99] VAUGHAN C., DAVIS B., O'CONNOR J. : *Dynamics of Human Gait (2nd edition)*. Kiboho Publisher, 1999.
- [YN03] YAMANE K., NAKAMURA Y. : Dynamics filter - concept and implementation of on-line motion generator for human figures. *IEEE Transactions on Robotics and Automation 19(3)* (2003), 421–432.
- [ZB94] ZHAO J., BADLER N. : Inverse kinematics positioning using nonlinear programming for highly articulated figures. *ACM Transactions on Graphics 13 (4)* (October 1994), 313–336.
- [ZMCF05] ZORDAN V., MAJKOWSKA A., CHIU B., FAST M. : Dynamic response for motion capture animation. *ACM Transactions on Graphics 24 (3)* (July 2005), 697–701.
- [ZV03] ZORDAN V., VAN DER HORST C. : Mapping optical motion capture data to skeletal motion using a physical model. In *ACM Siggraph / Eurographics Symposium on Computer Animation* (July 2003), pp. 245–250.

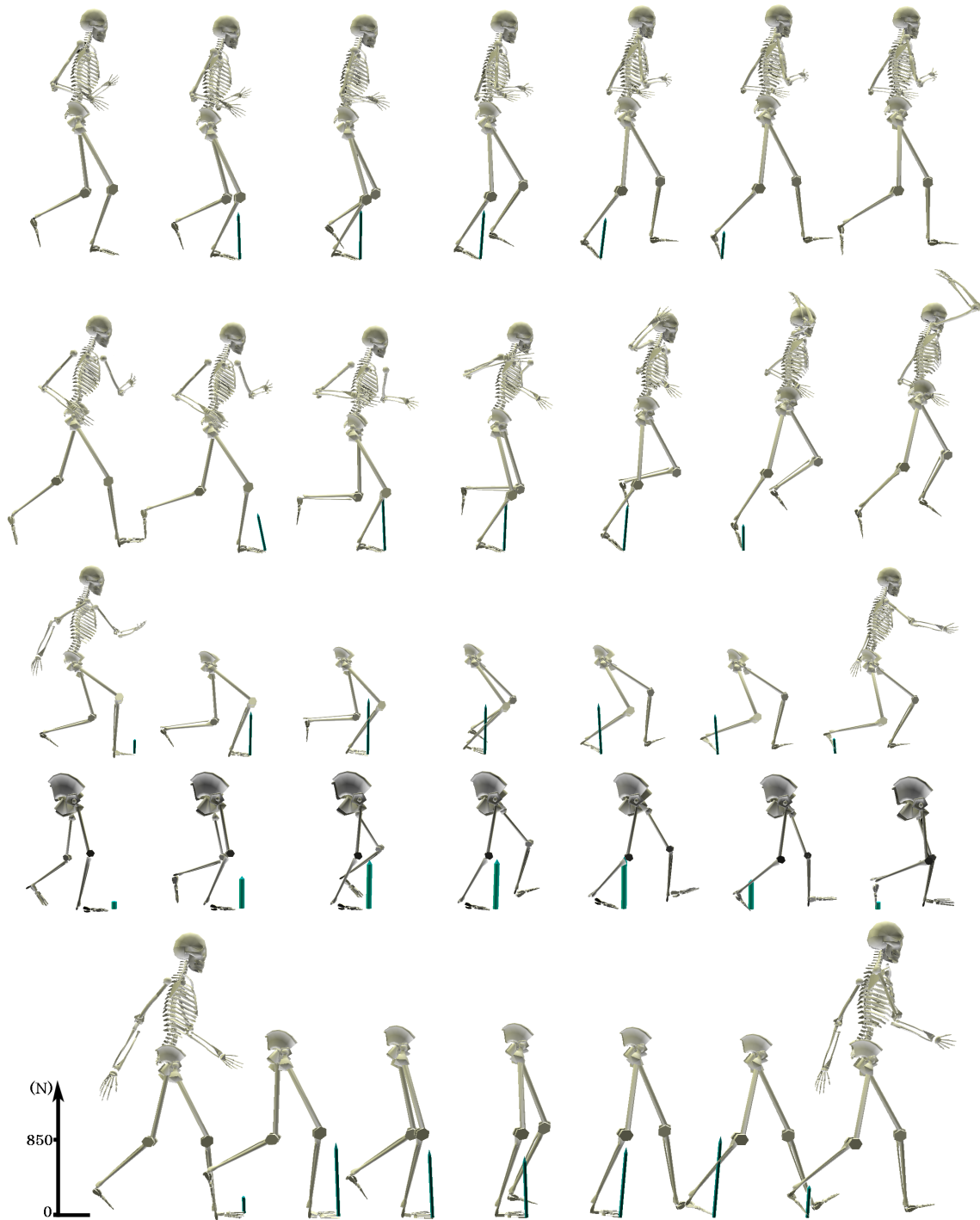


Figure 11: Forces de réaction au pied droit durant une phase d'appui. Premier : une course d'un homme adulte. Second : un saut à un pied (tir de handball). Troisième : une marche fléchie d'un homme. Quatrième : une marche d'un enfant de 2 ans. Cinquième : une marche normale d'une femme. Nous pouvons observer quelques propriétés bien connues. L'amplitude (en Newtons) de la force verticale est presque trois fois supérieure à la sagittale. Cette force verticale possède la double bosse généralement observée en biomécanique, et excède le poids du corps à deux instants différents durant la phase d'appui. La force sagittale agit vers l'arrière pendant la première moitié de l'appui, et devient l'opposé lorsque la personne se propulse.