

TABLE DES MATIÈRES

	Page
CHAPITRE 1 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS.....	3
1.1 La transition assis-debout (TAD).....	3
1.2 Troubles de la TAD.....	3
1.2.1 Causes et conséquences des troubles à la TAD.....	4
1.3 Aides techniques à la TAD.....	6
1.4 Forces de contact et la TAD.....	7
1.5 Postulat.....	7
1.5.1 Hypothèse.....	8
1.5.2 Objectif principal : Développer un modèle permettant l'estimation des forces de contact.....	8
1.5.3 Objectif secondaire : Simuler l'effet d'une force virtuelle sur le modèle.....	8
1.5.4 Variables mesurées et estimées.....	8
CHAPITRE 2 ÉTAT DE L'ART.....	10
2.1 Méthodes de modélisation.....	10
2.1.1 Dynamique inverse.....	14
2.1.2 Optimisation musculaire.....	15
2.2 La transition assis-debout.....	18
2.2.1 Cinématique de la transition assis-debout.....	19
2.2.2 Évaluation des forces appliquées par les aides techniques.....	20
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE.....	21
3.1 Source de données (IRGLM).....	21
3.1.1 Marqueurs.....	22

3.2	Outil de modélisation (Anybody Modeling System)	23
3.2.1	Étapes de résolution.....	23
3.2.2	Analyse de la cinématique.....	24
3.2.3	Analyse de la dynamique inverse.....	26
3.2.4	Optimisation des forces musculaires.....	29
3.2.5	Forces de contact.....	30
3.2.6	Dépôt de modèles (version 6.0.1).....	30
3.3	Modèle du membre inférieur.....	33
3.3.1	Segments	33
3.3.2	Degrés de liberté.....	37
3.3.3	Points anatomiques.....	37
3.3.4	Articulations	38
3.3.5	Muscles.....	42
3.4	Anthropométrie et mise à l'échelle	44
3.5	Contraintes de pilotage.....	46
3.5.1	Contraintes d'ancrage.....	46
3.5.2	Contraintes posturales	47
3.5.3	Propagation de l'erreur.....	47
3.6	Entrées du modèle de la TAD	49
3.6.1	Cinématique	50
3.6.2	Forces de réaction au sol	58
3.6.3	Forces externes synthétiques (forces virtuelles).....	59
	CHAPITRE 4 RÉSULTATS	63
4.1	Mise en contexte à la présentation des résultats.....	63
4.2	Sans muscle : Forces et moments articulaires.....	64
4.2.1	Sans force virtuelle (N0)	65
4.2.2	Avec force virtuelle.....	69
4.3	Avec muscles : Forces et moments de contact.....	73

4.3.1 Sans force virtuelle (M0).....	74
4.3.2 Avec force virtuelle.....	79
CHAPITRE 5 DISCUSSION	83
ANNEXE I.....	96
ANNEXE II	98
BIBLIOGRAPHIE.....	101

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1 Masse et centre de masse des segments	33
Tableau 3.2 Direction des axes des systèmes de référence locaux des segments.....	36
Tableau 3.3 DDL des segments	37
Tableau 3.4 Principaux points anatomiques	38
Tableau 3.5 Types de liaisons et impact sur les DDL	39
Tableau 3.6 Correspondance entre muscles du dépôt et ceux de Delp.....	43
Tableau 3.7 Résumé des simulations.....	62
Tableau 4.1 Forces et moments articulaires et de réaction	64
Tableau 4.2 Moments articulaires maximaux aux genoux et hanches (en Nm/kg/m).....	65
Tableau 4.3 Écarts types des forces de contact.....	76
Tableau 4.4 Écarts types des moments articulaires	76
Tableau 4.5 Écarts types des vitesses angulaires	77

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 2.1 Exemples d'AT à la TAD.....	2
Figure 2.1 Étapes de l'approche directe à la simulation.	10
Figure 2.2 Étapes de l'approche inverse à la simulation.	11
Figure 2.3 Relation entre le réalisme d'un modèle et sa complexité computationnelle.	12
Figure 2.4 Phases de la TAD selon les forces de réactions au sol (Kralj, Jaeger et al., 1990).....	20
Figure 3.1 Positions des marqueurs de l'IRGLM.....	22
Figure 3.2 Étapes de résolution de l'AMS.....	23
Figure 3.3 Structure des patrons de modèle.....	31
Figure 3.4 Système d'axes et centre de masse du pelvis et centres des hanches.....	34
Figure 3.5 Système d'axes et centre de masse de la cuisse et centres articulaires.	35
Figure 3.6 Système d'axes et centre de masse de la jambe et centres articulaires.	35
Figure 3.7 Système d'axes et centre de masse du pied et centre de la cheville.....	35
Figure 3.8 Liaison sphérique.	40
Figure 3.9 Liaison universelle.	40
Figure 3.10 Liaison rotoïde.....	41
Figure 3.11 Dynamique directe.	49
Figure 3.12 Dynamique inverse.....	49
Figure 3.13 Entrés et sorties du modèle de la TAD.....	50
Figure 3.14 Point milieu (en mètres) entre les centres articulaires des hanches.	52
Figure 3.15 Vecteur de rotation représentant l'orientation du pelvis.	53
Figure 3.16 Moyenne (m) et écart-type de la distance inter-articulaires des genoux.	54

Figure 3.17 Moyenne (m) et écart-type inter-essais de la distance inter-articulaires des chevilles.....	55
Figure 3.18 Angle de flexion du genou (en degrés).	56
Figure 3.19 Angle d'éversion-inversion de la cheville (en degrés).....	57
Figure 3.20 Angle de flexion de la cheville (en degrés).....	57
Figure 3.21 Couple créé par la flexion du tronc, avant le démarrage, lors de la TAD.	58
Figure 4.1 Identification du début et de la fin de la tâche par inspection visuelle.	63
Figure 4.2 Forces de réaction (en N) à la hanche droite.	66
Figure 4.3 Moments articulaires (en Nm) à la hanche droite.	67
Figure 4.4 Forces de réaction (en N) au genou droit.	68
Figure 4.5 Moments de réaction (en N) au genou droit.....	68
Figure 4.6 Moments articulaire (en Nm) au genou droit.	69
Figure 4.7 Forces de réaction à la hanche droite.	70
Figure 4.8 Moments articulaires de la hanche droite.....	70
Figure 4.9 Moments articulaire (en Nm) au genou droit.	71
Figure 4.10 Forces et moments résiduels.....	72
Figure 4.11 Forces et moments résiduels.....	72
Figure 4.12 Liaison condyloïde.	73
Figure 4.13 Forces de contact au genou (en PdC).	75
Figure 4.14 Forces de contact à la hanche (en PdC).....	75
Figure 4.15 Moments de contact au genou droit (en Nm).	77
Figure 4.16 Comparaison des forces de contact au genou droit (en PdC).....	79
Figure 4.17 Comparaison des forces de contact à la hanche droite (en PdC).....	80
Figure 4.18 Comparaison des moments de contact au genou droit (en Nm).....	81

Figure 4.19 Comparaison des niveaux d'activation musculaire (en pourcentage de force maximale).....82

Rapport-Gratuit.com

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ABT	Anybody Technology
AMS	Anybody Modeling System
AT	Aide technique
CdM	Centre de masse
DDL	Degré de liberté
FdC	Forces de contact
HAT	Head-arms-trunk (segment combiné représentant la tête, les bras et le torse)
IRGLM	Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
ISB	International Society of Biomechanics
PdC	Poids du corps
TAD	Transition assis-debout

INTRODUCTION

La transition assis-debout (*TAD*) est une fonction essentielle à l'autonomie des personnes âgées. C'est toutefois une tâche qui exige une force importante et un bon équilibre. Voilà pourquoi près de 31% des gens de plus de 55 ans, disent avoir certaines difficultés à se lever (Odding, Valkenburg et al., 2001). Bien qu'une multitude d'études se soient penchées sur la *TAD*, très peu se sont intéressées aux forces de contact, ou forces os-à-os, aux genoux et à la hanche pendant la tâche. Or, ces forces pourraient être une cause importante de douleurs lors de la *TAD* (Dye, 2005), ce qui expliquerait, en partie, les difficultés souvent éprouvées à effectuer cette tâche. Bien que très importantes, elles peuvent difficilement être mesurées directement puisqu'une opération invasive serait requise pour insérer une instrumentation entre les os ciblés. Il est donc plus pratique d'estimer ces forces à l'aide de modèles.

Les forces de contact sont causées en grande partie par l'effet de compression que causent les muscles sur les os. En effet, ces derniers travaillent selon un axe linéaire : en se contractant, le muscle se raccourci. Or, la plupart des articulations, et surtout, le genou et la hanche, travaillent plutôt de façon rotative. S'ensuit donc une compression importante entre le plateau tibial et les condyles fémoraux (pour le genou) et entre la tête fémorale et l'acétabulum (pour la hanche). Celle-ci atteindrait 1.9 fois le poids du corps (*PdC*) (mesurée) à la hanche (Bergmann, Deuretzbacher et al., 2001; Stansfield, Nicol et al., 2003) et jusqu'à 4.85 fois le *PdC* (estimée) au genou (Ellis, Seedhom et al., 1984).

Il existe une multitude d'aides techniques (*AT*) à la *TAD* sur le marché et plusieurs ont été étudiées dans la littérature (Ellis, Seedhom et al., 1979; Munton, Ellis et al., 1981; Burdett, Habasevich et al., 1985; Wheeler, Woodward et al., 1985; Wretenberg, Arborelius et al., 1993; Munro, Steele et al., 1998; Kamnik and Bajd, 2000; Kuzelicki, Kamnik et al., 2001; Kamnik and Bajd, 2002; Kamnik and Bajd, 2003; Kamnik and Bajd, 2004; Sugimura and Wada, 2004; Fattah, Agrawal et al., 2006; O'Meara and Smith, 2006; Chugo, Kawabata et al., 2007). Toutefois, une seule recherche (Ellis, Seedhom et al., 1979) a étudié l'effet de l'utilisation d'une *AT* sur les forces de contact pendant la tâche.

Cette étude, en plus d'étudié un modèle réductionniste, ne s'intéresse qu'aux forces de contact au moment du décollage du siège et non à l'ensemble de la tâche. Or, si comme nous le pensons, les forces de contact (*FdC*) sont liées aux douleurs articulaires chez les arthritiques et les personnes âgées (Dye, 2005), il est important de comprendre leur dynamique lors d'activités aussi essentielles à l'autonomie des personnes que la *TAD*. Estimer l'effet qu'ont les *AT* sur les *FdC* lors de la *TAD* permet d'améliorer et de perfectionner les *AT* de manière à réduire celles-ci.

Considérant le peu de connaissances disponibles sur les *FdC* et celles, encore plus réduites, de l'effet sur ces forces qu'on les *AT* à la *TAD*, il paraît nécessaire d'explorer ce problème. Nous tenterons donc d'établir les balises qu'une simulation permettant d'estimer convenablement l'effet d'une *AT* à la *TAD* sur les *FdC*. Pour ce faire, nous développerons un modèle musculo-squelettique permettant d'estimer les forces de contact lors de la *TAD*. Nous tenterons ensuite d'introduire deux forces virtuelles, au niveau des fémurs, pour simuler l'effet des *ATs* qui assistent l'utilisateur à se lever en faisant intervenir une force de levage infra-pelvienne. Le modèle sera développé à l'aide du logiciel Anybody Modeling System (*AMS*) et la cinématique de la tâche sera extraite d'essais mesurés par l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (*IRGLM*).



Figure 1.1 Exemples d'AT à la TAD.¹

¹ Images provenant de <http://www.broadwayfurniture.net>

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

1.1 La transition assis-debout (TAD)

La transition assis-debout (*TAD*) est une tâche essentielle à l'autonomie ; elle est effectuée entre 60 (Dall and Kerr, 2010) et 92 (McLeod, 1975) fois par jour et est considérée comme un pré-requis à la marche. C'est une tâche complexe et difficile, exigeant une force importante (pour certaines personnes âgées, jusqu'à 97% de la force maximale disponible (Hughes, Myers et al., 1996)). Comme son nom l'indique, la *TAD* s'initie en position assise, posture statique à un support (la chaise) et deux points d'appuis servant à l'équilibre (les jambes). Cette posture est particulièrement stable puisque la charge est presque entièrement supportée par la chaise. S'ensuit le transfert vers la position debout, posture dynamique à deux supports (les jambes), assurant l'équilibre et le support de la charge. La *TAD* est une tâche de chargement du poids du corps (*PdC*) sur les jambes. Cette transition requiert un déplacement important du centre de gravité du corps (*CdM*) (Mathiyakom, McNitt-Gray et al., 2005), généré par à une flexion rapide du tronc, créant un moment vers l'avant qui est progressivement transféré vers le haut (Pai and Rogers, 1990; Pai and Rogers, 1991; Pai, Naughton et al., 1994; Pai, Rogers et al., 1994). Il faut une juste dose de force (Schenkman, Hughes et al., 1996; Alexander, Schultz et al., 1997; Gross, Stevenson et al., 1998; Arnold, Anderson et al., 2005) et d'équilibre (Pandy, Garner et al., 1995; Riley, Popat et al., 1995; Schenkman, Hughes et al., 1996; Pai, 1999; Pavol, Runtz et al., 2004; Wu, Ji et al., 2006) pour effectuer la *TAD*.

1.2 Troubles de la TAD

La *TAD*, une tâche en apparence simple, est problématique pour un grand nombre de personnes, particulièrement les personnes âgées. En effet, l'étude de Rotterdam (Odding, Valkenburg et al., 2001) suggère que près de 25% des hommes, et 37% des femmes de 55

ans et plus ont une certaine difficulté à se lever. L'étude de Munton (1981), qui étudie les problèmes liés aux sièges facilitant la *TAD*, décortique les résultats d'un questionnaire rempli par 379 patients d'une clinique rhumatologique et rapporte que 42% d'entre eux ont de la difficulté à se lever et que 49% ont besoin d'une aide technique (*AT*) (ex. appui-bras). Il s'agit donc d'un problème réel et fréquent.

Deux stratégies d'exécution de la *TAD* sont souvent décrites dans la littérature. La première, souvent appelée la stratégie de transfert du moment, est utilisée par les personnes saines n'ayant pas de difficulté à effectuer la *TAD* (voir section 1.1). Cette stratégie a comme objectif probable la minimisation de l'énergie requise pour effectuer la tâche, puisqu'elle utilise l'inertie du tronc comme force de levage. Elle requiert toutefois des moments articulaires importants pour initier le mouvement (Mak, Levin et al., 2003; Mathiyakom, McNitt-Gray et al., 2005). Papa et al. (1999), suggèrent plutôt que le moment créé est utilisé uniquement pour la flexion du tronc et n'a comme objectif que la stabilisation, et non la minimisation de l'énergie.

La seconde stratégie, souvent appelée la stratégie de stabilité (Hughes and Schenkman, 1996; Papa and Cappozzo, 2000), est utilisée par les personnes atteintes d'un trouble affectant leur capacité à effectuer la *TAD*. Cette stratégie découpe la tâche en deux étapes : le transfert du poids sur les pieds, suivi de l'extension du corps. Ce découpage permet une plus grande stabilité et surtout, une diminution des moments extenseurs aux genoux et aux hanches (Pai, Naughton et al., 1994; Kuo, 1995; Papa and Cappozzo, 1999; Papa and Cappozzo, 2000; Mak, Levin et al., 2003; Mathiyakom, McNitt-Gray et al., 2005).

1.2.1 Causes et conséquences des troubles à la TAD

Il existe d'innombrables raisons pouvant expliquer qu'une personne ait de la difficulté à se lever. Toutefois, ces raisons peuvent être groupées en deux catégories principales: les troubles locomoteurs et les troubles purement mécaniques. Par troubles locomoteurs, on

entend les troubles qui rendent difficile la *TAD*, mais ne sont pas des obstacles physiques à son exécution, tels que l'arthrose, le Parkinsons, la paraplégie, la sclérose en plaques, etc. Par trouble mécanique, on fait référence aux amputations, déformations, etc. qui empêchent mécaniquement d'effectuer une *TAD*. Bien que les personnes souffrant de problèmes appartenant aux deux groupes puissent bénéficier d'*AT* à la *TAD*, nous nous intéresserons surtout au premier groupe. Le second groupe requiert des *AT* plus spécialisées voire même, personnalisées, car chaque individu doit effectuer une *TAD* propre à sa situation.

Les maladies les plus susceptibles de causer un problème lors de la *TAD*, sont les troubles locomoteurs, tel que l'arthrose (Munton, 1981; Munton, Ellis et al., 1981; Munton, Ellis et al., 1984; Munro, Steele et al., 1998; Su, Lai et al., 1998; Munro and Steele, 2000) et l'hémiplégie (Hesse, Schauer et al., 1998; Brunt, Greenberg et al., 2002), les maladies dégénératives, telles que le Parkinson et la sclérose en plaque (Nikfekar E., 2002; Mak, Levin et al., 2003), et la perte de force musculaire, qui résulte souvent de la sédentarité accrue des personnes âgées (Hutchinson, Riley et al., 1994; Hughes, Myers et al., 1996). Toutes ces causes ont en commun une ou plusieurs de trois conséquences: des douleurs articulaires, un équilibre/contrôle déficient et une force musculaire limitée (Gross, Stevenson et al., 1998). Or, ces conséquences ne sont pas nécessairement indépendantes, puisque les douleurs articulaires encouragent un sédentarisation accrue (Hendry, Williams et al., 2006) et donc une diminution de la forme physique et de la force musculaire (Cecchi, Molino-Lova et al., 2009; Iwamoto, Suzuki et al., 2009). La force musculaire aide (Iwamoto, Suzuki et al., 2009; Kim and Lockhart, 2009) à l'équilibre et réduit la probabilité de chutes. Mais la peur de chuter, à elle seule, peut entraîner une diminution des activités physiques (Pavol, Runtz et al., 2004; Stel, Smit et al., 2004), ce qui, à terme, diminue la capacité à effectuer la *TAD*.

Puisque la *TAD* est un pré-requis essentiel à la marche: il en va de l'autonomie des personnes. En plus, l'incapacité à se lever avec aisance est associée à un risque élevé de chutes et de fractures de la hanche (Nevitt, Cummings et al., 1989; Cummings, Nevitt et

al., 1995). Les troubles à la TAD sont donc importants car ils ont pour effet d'augmenter la fréquence des hospitalisations, le taux d'institutionnalisation et de miner la qualité de vie des personnes en cause.

1.3 Aides techniques à la TAD

Il existe plusieurs types d'*AT* à la *TAD*; des plus simples aux plus complexes. L'aide la plus simple et la plus utilisée, est l'appui-bras, qui permet de transférer une partie de l'effort au membre supérieur. L'effet sur les moments aux genoux, aux hanches et aux chevilles est important (Ellis, Seedhom et al., 1984; Arborelius, Wretenberg et al., 1992; Wretenberg, Arborelius et al., 1993; Turner, Yate et al., 2004). Ellis (1984) estime que les *FdC* tibio-fémorales passeraient de 4 fois le poids du corps à 3 fois. Arborelius (1992), pour sa part, estime une diminution de 30% de celles-ci tandis que Wretenberg (1993) mesure 44% de diminution des moments à la hanche et une diminution de 33% des efforts aux genoux.

Toutefois, l'appui-bras requiert un effort important aux épaules et aux bras, surtout si la personne a de la difficulté à se lever. En effet, Alexander (1991) a mesuré que sur des femmes âgées, l'effort aux bras requis pour se lever, passe de 18% à 29% du *PdC* si celles-ci ne sont pas capable de se lever sans appui-bras. Il s'agit d'un effort important qui peut être réduit grâce à un autre type d'*AT*.

Mais fondamentalement, si ces personnes utilisent autant les bras, c'est que leurs genoux, hanches ou chevilles sont trop douloureux, ou ne produisent plus les moments nécessaires pour se lever (l'un pouvant être la cause de l'autre, voir section 1.2.1). Diminuer ces douleurs, ou limiter l'effort déployé pour effectuer la *TAD* constitue le rôle premier de l'*AT* à la *TAD*. Le second rôle, celui d'augmenter la stabilité, bien qu'important, est généralement subordonné au premier par la présence de prises ou appui-bras sur l'*AT* à la *TAD*.

1.4 Forces de contact et la TAD

Les forces de contact lors de la *TAD* ont été très peu étudiées. En fait, seule Ellis (1984) a calculé les forces de contact aux genoux lors de la *TAD*, estimant celles-ci à environ 4.5 fois le *PdC* (sans appui-bras). Stansfield (2003), quant à lui, a comparé les forces de contact à la hanche d'un modèle contenant 48 muscles (Stansfield and Nicol, 2002), à une mesure in-vivo, rendue possible grâce à une prothèse de la hanche instrumentée. Il a trouvé une excellente correspondance entre les forces mesurées et les forces calculées, soit environ 2 fois le *PdC*. Toutefois, son étude se limitait à deux sujets.

En plus d'avoir estimé les *FdC* aux genoux, Ellis (1984) a aussi calculé l'effet de l'utilisation des appui-bras et celui de l'utilisation d'une chaise motorisée (Ellis, Seedhom et al., 1979) sur son modèle. Les appui-bras semblent avoir un effet de réduction des forces de contact de 18% à 47%. Quand à la chaise motorisée, elle semble limiter les forces de contact à 2 fois le *PdC*. Il est important de noter qu'Ellis et al. (1984) n'ont estimé les *FdC*, que sur quatre sujets.

Or, l'étude d'Ellis (1984) est limitée à un modèle réductionniste du genou et s'intéresse uniquement à la période précédant le décollage du siège. L'*AT* évaluée est une chaise motorisée, qui aurait pour effet de diminuer les *FdC* de 30% à 50%. Or, à la simple observation des résultats présentés, il est évident au lecteur que les forces suivant le décollage augmentent rapidement. Il n'y a donc pas d'études convaincantes estimant l'effet d'une *AT* à la *TAD* sur les forces de contact, ni aux genoux, ni à la hanche.

1.5 Postulat

Les forces de contact expliquent la sélection d'une stratégie de stabilité plutôt qu'une stratégie de transfert du moment. Elles sont une cause importante de douleur aux genoux et aux hanches lors de la *TAD* (Dye, 2005). Elles peuvent-être réduites par l'utilisation d'*AT* à la *TAD*, puisque celles-ci supportent une partie de la charge tout au long de la

tâche. La modélisation musculo-squelettique permet d'estimer des forces de contact et l'effet d'une *AT* à la *TAD* sur ces forces.

1.5.1 Hypothèse

Il est possible d'ajouter une force virtuelle à un modèle de dynamique inverse et d'en mesurer l'effet sur les forces de contact. La position, l'amplitude et l'orientation de cette force constitue un apport complet et suffisant à la modélisation de son effet. Ceci implique que toutes les variables mesurées (réaction au sol, cinématique, etc.) sont indépendantes par rapport à cette force. Seule les variables estimées (forces musculaires, moment articulaires, etc.) sont dépendantes de cette force.

1.5.2 Objectif principal : Développer un modèle permettant l'estimation des forces de contact

Pour vérifier l'hypothèse, il est nécessaire d'élaborer un modèle de dynamique inverse permettant l'estimation des forces de contact aux genoux, aux hanches et aux chevilles. Ce modèle doit permettre la simulation de la *TAD* et reproduire les principaux muscles actifs durant la *TAD*.

1.5.3 Objectif secondaire : Simuler l'effet d'une force virtuelle sur le modèle

Pour vérifier l'hypothèse, on doit pouvoir imposer une force virtuelle au modèle. Il faut ensuite qu'il soit possible d'en mesurer l'impact sur les différentes variables.

1.5.4 Variables mesurées et estimées

Les variables indépendantes du modèle seront mesurées directement à partir d'outils de mesure, et seront ensuite incorporées au modèle. Celles-ci sont principalement les forces

de réaction au sol (mesurées à partir d'une plateforme de force) et la cinématique des différents segments (mesurée à l'aide d'un système d'optoélectronique tel que le système Optotrak). Ces variables sont discutées plus en détail à la section 3.6. L'hypothèse estime que la force virtuelle est une variable indépendante, qu'on fournit au modèle.

Les variables dépendantes du modèle sont les forces et moments de réactions et les moments articulaires pour modèle de dynamique inverse classique, et les forces de contact et forces musculaires pour le modèle musculo-squelettique (voir section 3.6.2).

CHAPITRE 2

ÉTAT DE L'ART

2.1 Méthodes de modélisation

Bien que la modélisation biomécanique soit en grande partie une application des lois newtoniennes à la mécanique humaine, Giovanni Alfonso Borelli a publié sa théorie des bras de levier musculaire plusieurs décennies avant que Newton publie ses lois de la physique. Toutefois, il faut attendre le 19^e siècle pour que la biomécanique devienne véritablement un champ disciplinaire à part entière, grâce à son application sur la marche et c'est seulement au milieu du 20^e siècle, que sa popularité explose et que son application s'étende à d'autres domaines.

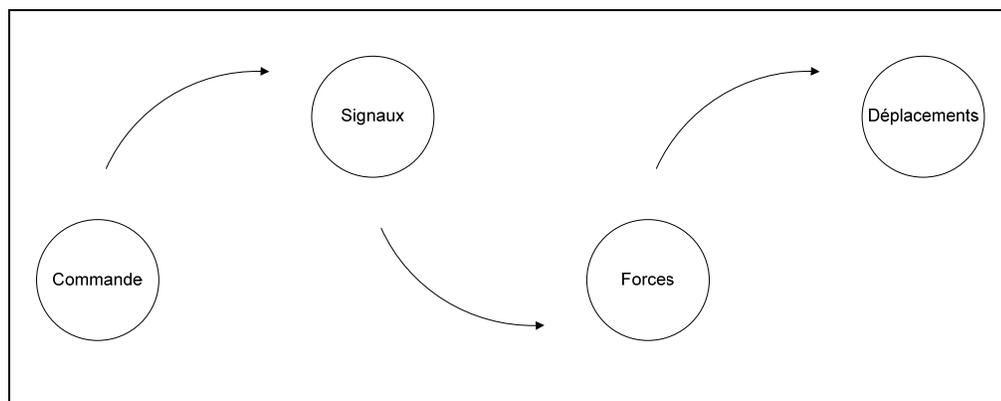


Figure 2.1 Étapes de l'approche directe à la simulation.

On peut s'attaquer au problème de modélisation biomécanique de deux façons : l'approche directe (voir Figure 2.1) et l'approche inverse (voir Figure 2.2). L'approche directe consiste à modéliser la chaîne d'actions-réactions requises pour effectuer un mouvement. Il s'agit donc de reproduire le comportement du sujet de l'étude, en l'occurrence, le corps humain, en partant de l'intention (la commande) pour ensuite en déduire le mouvement. Par exemple, pour modéliser la marche, on pourrait construire un robot ayant une intelligence artificielle qui ordonne à un ensemble d'actionneurs de s'activer à des moments précis, ayant un effet mécanique sur les membres du robot. On

pourrait ensuite observer si le mouvement généré, ressemble bel et bien à celui mesuré lors de la marche chez l'être humain. L'approche inverse, qui nous intéresse plus particulièrement ici, consiste à mesurer les déplacements pour remonter la chaîne d'évènements expliquant ce mouvement.

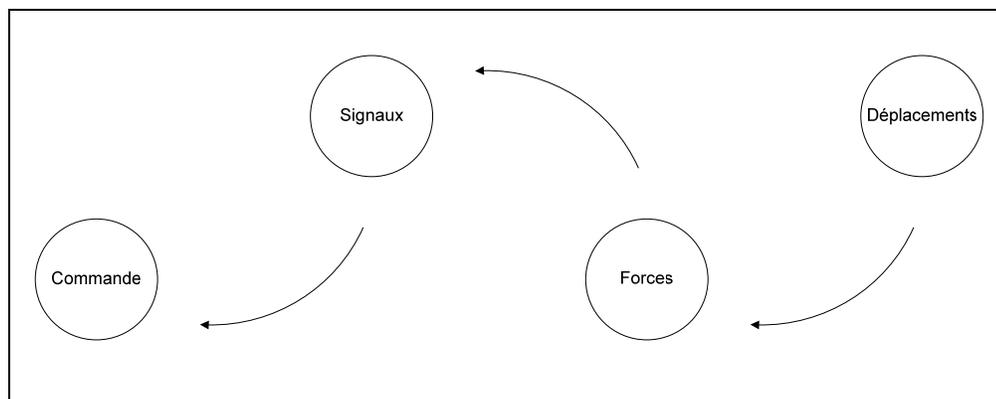


Figure 2.2 Étapes de l'approche inverse à la simulation.

L'approche inverse a comme principal avantage de permettre d'extraire des informations qui, à priori, ne sont pas mesurables, tel que les moments articulaires, les forces de contact ou l'énergie consommée lors d'une tâche donnée. Elle permet aussi de partir de données mesurables pour éventuellement en extraire d'autres.

Pour les deux types de simulation, il n'est pas nécessaire de simuler l'ensemble des étapes. En effet, il est tout à fait valable, par exemple, de soumettre un modèle uniquement aux forces et déplacements. Il faut toutefois émettre certaines hypothèses de simplification sur les autres étapes, ce qui limite la portée des résultats obtenus. Ainsi, il est fréquent que les analyses de dynamique inverse s'intéressent uniquement aux déplacements et forces, sans égard aux modes de concrétisation de la commande (signaux). Cette simplification a toutefois comme conséquence de ne pas permettre l'évaluation de toutes les forces en cause: seules les forces résultantes (forces de réaction aux articulations) peuvent être estimées. Dans cette situation, aucune conclusion ne peut être émise sur les forces composantes, telles que les forces de réactions ou les forces musculaires.

Un deuxième aspect à considérer lors de la modélisation est le réalisme du modèle. En effet, il existe un continuum de complexités possibles avec, à une extrémité, un modèle réductionniste ne comportant qu'une seule composante, duquel on ne pourrait extraire aucune information pertinente, jusqu'au modèle parfaitement réaliste, duquel on pourrait extraire n'importe quelle information (Hatze, 2002). La relation entre le réalisme du modèle et sa complexité computationnelle est évidemment exponentielle (voir Figure 2.3) limitant ainsi le réalisme que peut atteindre un modèle pour une capacité computationnelle donnée, ou, plus concrètement, pour une époque donnée. Les avancées les plus importantes en modélisation datent donc des années 1980.

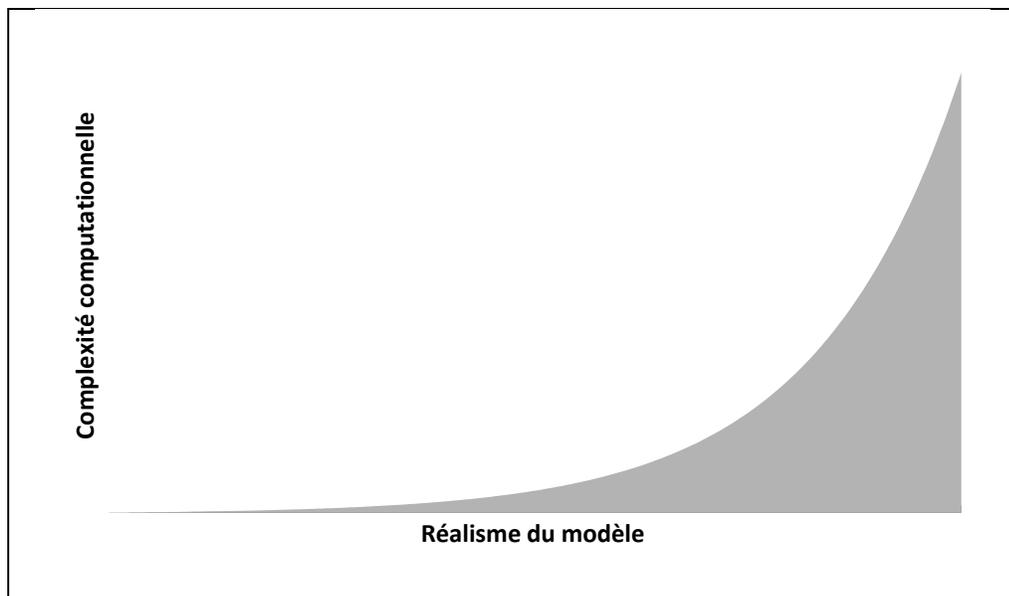


Figure 2.3 Relation entre le réalisme d'un modèle et sa complexité computationnelle.

De façon générale, on peut caractériser le réalisme du modèle en quatre grandes catégories :

- **Réductionniste** : Ce type de modèle se limite aux éléments essentiels, sans égard à la structure réelle du modèle. Comme exemples, on peut citer le double pendule inversé (Pandy, 2003), ou le pendule élastique inversé (Papa and Cappozzo, 1999). Ils

permettent d'estimer certains paramètres simples et ciblés du modèle, comme la position du CdM ou la puissance requise pour effectuer le mouvement.

- **Squelettique** : Ce type de modèle se limite à ses éléments rigides structuraux. Il s'agit de modélisation de corps rigides se déplaçant dans l'espace et le temps. Par exemple, on peut nommer les modèles étudiant uniquement la cinématique d'un sujet (Coghlin and McFadyen, 1994; Lundin, Grabiner et al., 1995; Pandy, Garner et al., 1995; Mourey, Pozzo et al., 1998; Munro, Steele et al., 1998), ou ceux de dynamique inverse étudiant le mouvement des segments et les moments articulaires produisant ce mouvement (Riley, Krebs et al., 1997; Gillette, Stevermer et al., 2005; Flores, 2008; Yoshioka, Nagano et al., 2009). Essentiellement, ces méthodes appliquent les lois de Newton à un système de corps rigide correspondant généralement aux os ou segments présents dans le corps humain.
- **Musculo-squelettique** : Ce type de modèle ajoute la composante musculaire aux modèles squelettiques. Ainsi, on construit généralement un modèle de corps rigides, auquel on ajoute des muscles. Toutefois, lorsque le nombre de lignes d'action des muscles excède le nombre de degrés de liberté du modèle, il est nécessaire d'utiliser des techniques d'optimisation pour résoudre ce problème (Collins, 1995; Glitsch and Baumann, 1997; Damsgaard, Rasmussen et al., 2001; Forster, Simon et al., 2004).
- **Neuro-musculo-squelettique et d'ordre supérieur**: Ce type de modèle ajoute les composantes neurologique, biologique (cellulaire) ou, à l'extrême, particulière, au modèle musculo-squelettique. Il faudrait donc ici, en théorie, connaître l'ensemble des tâches auxquelles l'unité motrice a été exposée pour en déduire sa réaction exacte. Cependant, chaque sujet est unique et chaque contraction est adaptée à l'état actuel des muscles (Hatze, 2000). Puisque le système nerveux est décentralisé et dépendant de son apprentissage passé, le problème est insoluble par l'approche inverse (Hatze, 2000). Il en va donc de même pour tous les modèles d'ordre supérieur, qui, de toute façon, dépassent largement la capacité computationnelle moderne. Cette incapacité à résoudre la solution inverse explique toutefois, en grande partie, l'intérêt porté à l'approche directe de simulation.

2.1.1 Dynamique inverse

La dynamique inverse permet d'estimer les forces et moments ayant généré un mouvement donné. Essentiellement développée à partir des lois de Newton pendant le 19^e siècle, la dynamique inverse, en tant que technique de calcul, est une technique maîtrisée donnant des résultats reproductibles. Il existe toutefois plusieurs méthodes de résolution, dont les principales sont la méthode Newtonienne récursive et la méthode des multiplicateurs de Lagrange. Malgré la grande popularité de la dynamique inverse, il persiste toutefois plusieurs limitations et problèmes à son utilisation dans l'analyse du mouvement.

Lorsqu'un ensemble de corps rigides, liés les uns aux autres par des contraintes cinématiques, effectue un mouvement, il existe à tout instant un équilibre dynamique du système. Puisque le sol (ou tout autre point d'ancrage, tel qu'un mur, etc.) ne peut bouger, il existe une force de réaction entre cet ancrage et le reste du modèle. En présence d'un seul point de contact, les équations d'équilibre dynamique offrent une solution unique pouvant expliquer le mouvement de la chaîne cinématique. Toutefois, lorsqu'il existe plus d'un point d'ancrage (situation généralement appelée chaîne cinématique fermée), les forces de réaction ne peuvent être calculées sans ajouter d'information supplémentaire, puisque le problème devient mal posé, ou, plus précisément, sous-contraint. Bien qu'il existe plusieurs solutions à ce problème de sous-contrainte, la plus commune est de mesurer les forces de réactions au sol et de les utiliser comme entrée au modèle. Cette solution a toutefois comme inconvénient de sur-contraindre le problème et donc de nécessiter l'ajout d'une variable supplémentaire accumulant l'erreur de simulation (souvent appelée force résiduelle ou « sink ») (Hatze, 2002). Cette force résiduelle est une mesure de la différence entre les forces de réaction mesurées et les forces de réaction que le modèle aurait générées. Il s'agit d'une limitation importante, puisque celle-ci n'estime, pour un mouvement donné, ni les forces de réaction réelles aux articulations (du sujet), ni les forces de réaction qu'aurait générées le modèle. Elle estime plutôt les forces de réaction articulaires du modèle, lorsque les forces de réaction au sol et

le mouvement sont tels que mesurés. Considérer que ces résultats correspondent aux forces générées en réalité, découle de l'hypothèse que le modèle est parfait. Or, si le modèle était parfait, il n'y aurait pas de distinction entre les forces de réaction au sol du modèle et celles mesurées par celui-ci.

Il n'en reste pas moins que même les modèles simples offrent des résultats pertinents. En effet, la dynamique inverse a été utilisée pour étudier d'innombrables tâches, telles que la marche, la course, les sauts et la transition assis-debout. Dans tous les cas, des résultats expérimentaux sont venus confirmer, à différents degrés, la validité de la méthode pour l'estimation de paramètres tels que les moments articulaires, le déplacement du *CdM*, etc.

2.1.2 Optimisation musculaire

Lorsqu'on ajoute les muscles à un modèle de dynamique inverse, la complexité computationnelle du modèle augmente considérablement. En effet, le nombre de muscles dépasse amplement le nombre de *DDL* du modèle. De plus, les muscles, qui sont essentiellement des actuateurs linéaires, sont généralement agonistes. Toutefois, certains muscles ont une action antagoniste sur un mouvement donné. Le problème devient donc inévitablement sous-contraint (mal posé) et doit être solutionné par des méthodes appropriées.

Les deux approches les plus souvent utilisées sont la réduction et l'optimisation. La première consiste à limiter le nombre de muscles autour d'une articulation selon certains critères (ex. garder seulement les plus puissants) et de définir leur contribution aux moments articulaires par un algorithme plus ou moins simple (Ellis, Seedhom et al., 1984; Piazza and Delp, 1996). Cette approche a l'avantage d'être, au niveau computationnel, beaucoup plus simple, mais elle n'est pas très précise. De plus, l'algorithme choisi risque de comporter un biais important. En effet, le développement de l'algorithme se base directement sur le comportement déjà observé des muscles, il n'est donc pas surprenant d'obtenir un résultat similaire à celui mesuré. Il ne permet donc pas

d'en apprendre plus sur l'approche utilisée par le système nerveux. Il permet, toutefois, d'estimer des paramètres indirects non mesurables, tels que l'énergie consommée par le muscle ou l'effet d'une modification du bras de levier du muscle.

La deuxième approche, l'optimisation, consiste à optimiser les forces musculaires (F_m) selon un critère plus ou moins biologique et d'observer si les patrons de contraction correspondent à la solution biologique (par comparaison avec les temps d'activation issus de l'EMG, par exemple). Le critère, appelé fonction objectif (J), est généralement posé de façon à optimiser une quantité particulière, comme, par exemple (Collins, 1995; Glitsch and Baumann, 1997; Rasmussen, Damsgaard et al., 2001):

1. Minimisation de la force musculaire totale (polynomiale lorsque $p > 1$) :

$$J = \sum_{m=1}^n (F_m)^p \quad (2.1)$$

2. Minimisation de la contrainte musculaire totale (polynomial lorsque $p > 1$), où $PCSA_m$ est l'aire de la section transversale du muscle :

$$J = \sum_{m=1}^n \left(\frac{F_m}{PCSA_m} \right)^p \quad (2.2)$$

3. Minimisation de la force de contact (F_c) minimale (polynomial lorsque $p > 1$) :

$$J = \sum_{c=1}^n (|F_c|)^p \quad (2.3)$$

4. Minimisation de la puissance instantanée (W_m) minimale (polynomial lorsque $p > 1$) :

$$J = \sum_{m=1}^n (W_m)^p \quad (2.4)$$

5. Maximisation de la saturation (distribution intermusculaire maximale) (polynomial lorsque $p > 1$) :

$$J = -\sum_{m=1}^n \sqrt{1 - \left(\frac{F_m}{PCSA_m} \right)^p} \quad (2.5)$$

6. Minimisation de la contrainte maximale :

$$J = \max \left(\frac{F_m}{N_m} \right) \quad (2.6)$$

Il existe, en théorie évidemment, un nombre infini de critères objectifs possibles. Il est toutefois raisonnable de penser que certains critères sont plus représentatifs que d'autres, dans la mesure où ils donnent des résultats réalistes. Or, il s'avère que les méthodes prenant en compte le stress (2, 5 et 6) donnent généralement de meilleurs résultats en termes de temps d'activation (Collins, 1995; Rasmussen and Damsgaard, 1997; Damsgaard, Rasmussen et al., 2001; Rasmussen, Damsgaard et al., 2001). Plus spécifiquement, il s'avère que les solutions 3, 5 et 6 sont équivalentes lorsque p approche la valeur de l'infini (Rasmussen, Damsgaard et al., 2001). Comme le souligne l'étude de Glitsch (1997), l'augmentation du degré polynomial des méthodes basées sur la contrainte musculaire (3 et 5) n'améliore pas les temps d'activation (en autant que $p > 1$). Toutefois, Challis (1993) soulignent que plus le degré de la solution est élevé, meilleure est la solution. Puisque la solution min-max (6) est équivalente aux deux autres méthodes (3 et 5) lorsque p est très élevé, le critère min-max semble le plus pertinent.

2.2 La transition assis-debout

L'intérêt pour la *TAD* durant les années 1980 est mitigé : peu d'études s'attaquent au sujet et celles qui le font, s'y attaquent principalement d'un point de vue cinématique (voir section 2.2.1). C'est ainsi que Kralj (Kralj, Jaeger et al., 1990), au tournant de la décennie, publie une méthode de normalisation des trajectoires cinématiques de la *TAD*. À la fin des 1980, mais surtout, pendant les années 1990, on commence à voir apparaître des études portant sur la dynamique du mouvement. Pendant cette période, on a étudié principalement deux aspects de la tâche :

1. Les moments articulaires (Hutchinson and Riley, 1993; Kotake, Dohi et al., 1993; Hutchinson, Riley et al., 1994; Roberts and McCollum, 1996; Riley, Krebs et al., 1997).
2. Le déplacement du CdM et la stabilité du sujet en fonction de ce déplacement (Baer and Ashburn, 1995; Hanke, Pai et al., 1995; Riley, Popat et al., 1995; Pai and Patton, 1997; Borzelli, Cappozzo et al., 1999).

La dernière décennie, soit les années 2000, apporte un éclairage nouveau sur la *TAD* en étudiant principalement l'effet de certaines pathologies sur la tâche, tel que l'effet du Parkinson sur la flexion inter vertébrale (Nikfekar E., 2002) et les moments articulaires (Mak, Levin et al., 2003), l'effet d'un remplacement du genou sur la cinématique articulaire (Saari, Tranberg et al., 2004), l'effet de douleurs au bas du dos sur les hanches et le tronc (Shum, Crosbie et al., 2005), etc.

Pendant les trois décennies où la *TAD* a été étudiée activement, très peu de recherches se sont penchées sur le rôle des muscles modélisés lors de la tâche. Seuls quelques auteurs (Ellis, Seedhom et al., 1979; Ellis, Seedhom et al., 1984; Catani, Hodge et al., 1987; Doorenbosch, Harlaar et al., 1994; Stansfield, Nicol et al., 2003) ont modélisé les muscles et estimé leur contribution au mouvement. De ceux-ci, il est pertinent de nommer Stansfield et al., qui ont comparé les forces de contact estimées par leur modèle musculo-squelettique de 48 muscles, à celles mesurées grâce à une prothèse

instrumentée. Ses résultats sont probants, puisque son modèle estime les forces de contact avec seulement 16% d'erreur.

2.2.1 Cinématique de la transition assis-debout

Une multitude d'auteurs ont tentés de décrire de façon claire et définitive, les phases de la *TAD* (Kralj, Jaeger et al., 1990; Schenkman, Berger et al., 1990; Kerr, White et al., 1994; Papa and Cappozzo, 1999; Kuzelicki, Zefran et al., 2005; Etnyre and Thomas, 2007). Bien qu'à première vue ces différents auteurs arrivent à des phases différentes, celles-ci sont plus souvent qu'autrement des nuances ajoutées aux quatre phases proposées par Kralj et al. :

1. Initiation : période où le torse est propulsé vers l'avant, en un mouvement de flexion du tronc, précédé par une oscillation (force verticale décroissante) de la force de réaction au sol.
2. Déchargement du siège : période où la force de réaction au siège est transférée sur les pieds et où la force de réaction au sol augmente rapidement.
3. Ascension : période où se fait l'extension des genoux et où la flexion du tronc est renversée pour devenir une extension.
4. Stabilisation : période où la force de réaction au sol se stabilise et où les angles articulaires sont constants.

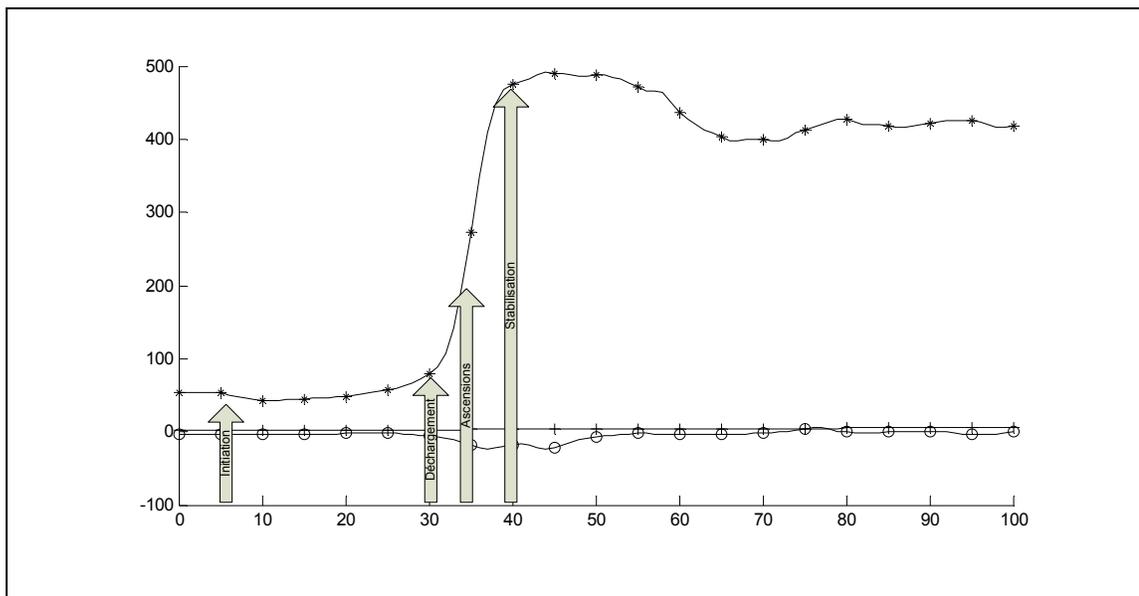


Figure 2.4 Phases de la TAD selon les forces de réactions au sol (Kralj, Jaeger et al., 1990).

+ : Force X (médio-latérale, vers la gauche), o : Force Y (antéropostérieure, vers l'arrière), * : Force Z (verticale, vers le haut)

2.2.2 Évaluation des forces appliquées par les aides techniques

Bien que plusieurs études s'intéressent aux *AT* à la *TAD* (voir section 1.3), une seule (Sugimura and Wada, 2004) évalue la force nécessaire, lorsque appliquée au siège, pour soulever la personne. À l'aide d'un système de poulies et d'un dynamomètre électronique, la force requise pour décoller le pelvis du siège a été évalué à environ 38% du poids du corps (*PdC*), lorsque le sujet est déjà penché vers l'avant avec un angle d'environ 30 degrés. Il s'agit donc d'une force strictement minimum afin d'obtenir un déplacement du pelvis, puisque sans le moment créé par la flexion du tronc, la force appliquée ne serait pas suffisante pour générer la dynamique du mouvement.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Source de données (IRGLM)

L'objectif du présent projet est avant tout la conception d'un modèle permettant l'évaluation des forces de contact avec et sans la présence d'une force virtuelle. Pour ce faire, il est nécessaire d'avoir des données expérimentales permettant le développement de ce modèle musculo-squelettique. Ces données ont été fournies gracieusement par l'Institut de Réadaptation Gustave-Lindsay de Montréal (*IRGLM*), suite à des études portant sur la transition assis-debout (Roy, Nadeau et al., 2006; Roy, Nadeau et al., 2007; Lecours, Nadeau et al., 2008). Toutefois, le modèle a été développé de sorte que des données provenant d'une autre source puissent être utilisées avec un minimum de modifications.

Les sujets sains des études étaient au nombre de 15. Âgés entre 33 et 73 ans (56.1 ± 10.9 ans), ils pesaient en moyenne 75.8kg ($\pm 13.7\text{kg}$) et mesuraient 170.1cm ($\pm 6.9\text{cm}$). Un seul de ces sujets a été utilisé lors de nos simulations : le sujet E477. Celui-ci pèse 86.5kg , mesure 1.76m et son âge n'a pas été dévoilé.

Les données cinématiques ont été acquises grâce à un système Optotrak 3020 (Northern Digital Inc.), à une fréquence de 60Hz. Elles ont ensuite été filtrées par un filtre Butterworth, à déphasage nul, ayant une fréquence de coupure de 6Hz. Six plateformes de force (AMTI), quatre sur le siège et deux aux pieds, ont été utilisées pour mesurer les forces de réaction. L'acquisition des forces de réaction au sol se faisait à 600Hz. Elles ont été ensuite filtrées, par un filtre de Butterworth à déphasage nul, mais cette fois-ci, avec une fréquence de coupure de 10Hz. Les données ont été ré-échantillonnées à 60Hz, pour permettre la synchronisation avec les trajectoires cinématiques (Roy, Nadeau et al., 2007; Lecours, Nadeau et al., 2008).

3.1.1 Marqueurs

Trente-trois marqueurs, positionnés sur les pieds, les jambes, les cuisses, le pelvis, le torse et la tête ont été placés sur les sujets durant l'étude. De plus, une série de points anatomiques (marqueurs virtuels) ont été acquis, grâce à une sonde Optotrak à 6 marqueurs. Avec ces informations, l'Optotrak fournit la position de chaque marqueur (virtuel ou non) et la position et l'orientation de chacun des corps rigides/segments sous forme de vecteur de position (marqueurs) et de doubles quaternions (corps rigides). De plus, les centres articulaires des deux genoux, des deux chevilles et des deux hanches, sont estimés par optimisation. Ces positions sont fournies sous forme de marqueurs virtuels. La position de l'ensemble des marqueurs (virtuels ou pas) peut-être visualisée dans la Figure 3.1.

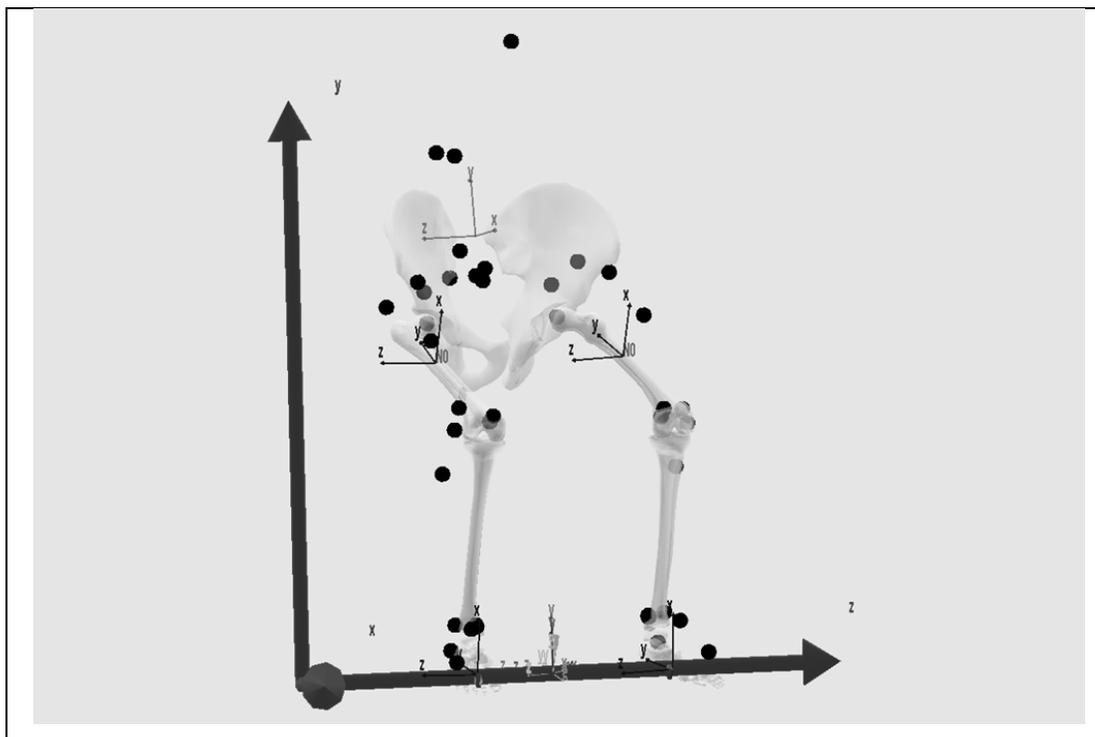


Figure 3.1 Positions des marqueurs de l'IRGLM.

3.2 Outil de modélisation (Anybody Modeling System)

Nous avons utilisé le logiciel Anybody Modeling System (*AMS*) version 2.0.1 comme outil de modélisation. Ce logiciel permet la résolution du problème de dynamique inverse et du recrutement musculaire grâce à la modélisation par corps rigides soumis à des contraintes holonômes ainsi qu'à des forces externes (voir section 3.2.1).

Dans le logiciel *AMS*, la définition d'un modèle se fait par l'entremise de l'Anyscript, un langage de modélisation propriétaire spécialisé dans la modélisation biomécanique. Un dépôt public de modèles, disponible pour les utilisateurs du logiciel, a été utilisé (voir section 3.2.5) pour la modélisation de la *TAD*.

3.2.1 Étapes de résolution

Par l'entremise du langage Anyscript, l'*AMS* permet la définition des corps rigides (segments), des muscles, des liaisons (contraintes scléronômes) et des contraintes cinématiques (rhéonômes). Une fois le modèle défini, le logiciel *AMS* permet d'effectuer trois types d'analyses selon la séquence suivante :

- a) les conditions initiales,
- b) la cinématique inverse,
- c) la dynamique inverse.

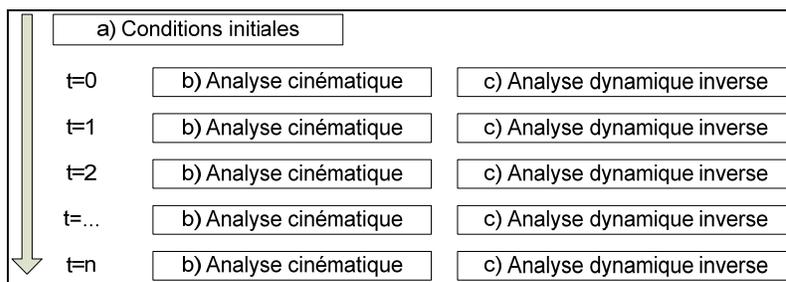


Figure 3.2 Étapes de résolution de l'AMS.

3.2.2 Analyse de la cinématique

La première étape d'estimation de la dynamique inverse consiste à résoudre la cinématique du système en calculant les positions, vitesses et accélérations de chacun des segments pour chaque pas de simulation (Nikravesh, 1988). Pour ce faire, le modèle est considéré comme une chaîne cinématique de corps rigides (Damsgaard, Rasmussen et al., 2006).

Afin de calculer la dynamique inverse du système, il est nécessaire de connaître l'emplacement de chacun des segments (nom donné aux corps rigide dans *AMS*), à chaque instant de simulation. La position d'un segment est définie par un vecteur représentant la translation du centre de masse par rapport à un système d'axes global :

$$r_i = [x \quad y \quad z]_i^T \quad (3.1)$$

L'orientation du segment, quant à elle, est définie par les paramètres d'Euler (i.e. un quaternion unitaire) représentant la rotation de celui-ci par rapport à ce même système d'axes :

$$p_i = [e_0 \quad e_1 \quad e_2 \quad e_3]_i^T \quad (3.2)$$

Ces deux vecteurs de coordonnées sont ensuite combinés pour construire le vecteur de coordonnées généralisées, définissant entièrement l'état de l'objet dans l'espace :

$$q_i = [r_i^T \quad p_i^T]^T \quad (3.3)$$

Ainsi, pour un système mécanique comprenant n segment, la matrice des coordonnées généralisées est de taille $7 \times n$ (Nikravesh, 1988) :

$$q = [q_0 \quad q_1 \quad \dots \quad q_n]^T \quad (3.4)$$

Une fois les coordonnées des segments définies, on peut limiter celles-ci par des contraintes cinématiques (Φ) qui sont fonction des coordonnées généralisées (q) et qui limiteront leur déplacement spatial. Pour ce faire on peut utiliser deux types de contraintes : les contraintes scléronômes (Φ^k), qui ne dépendent pas du temps, ou

rhéonômes (Φ^d), qui dépendent du temps. Plus spécifiquement, les liaisons (nommées « joint », dans l'AMS) sont des contraintes scléronômes tandis que les contraintes pilotant le mouvement (nommées « drivers », dans l'AMS) sont rhéonômes (Flores, 2008). Une distinction est donc faite entre les contraintes cinématiques ($\Phi^k \equiv \Phi^k(q)$)² et les contraintes prescrivant le mouvement ($\Phi^d \equiv \Phi^d(q, t)$), nommées contraintes de pilotage. Les dernières doivent être exprimées de manière à inclure tous les degrés de liberté non contraints par les premières (Nikravesh, 1988; Flores, 2008).

$$\Phi \equiv \begin{bmatrix} \Phi^k \\ \Phi^d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

En dérivant l'équation (3.5) par rapport au temps, on peut trouver les vitesses (en (3.6) et (3.8)) et accélérations (en (3.7) et (3.9)) généralisées (les indices indiquent par quoi on dérive):

$$\begin{bmatrix} \Phi_q^k \\ \Phi_q^d \end{bmatrix} \dot{q} + \begin{bmatrix} 0 \\ \Phi_t^d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$$\begin{bmatrix} \Phi_q^k \\ \Phi_q^d \end{bmatrix} \ddot{q} + \begin{bmatrix} (\Phi_q^k \dot{q})_q \\ (\Phi_q^d \dot{q})_q + 2\Phi_{qt}^d \end{bmatrix} \dot{q} + \begin{bmatrix} 0 \\ \Phi_{tt}^d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

ou,

$$\begin{bmatrix} \Phi_q^k \\ \Phi_q^d \end{bmatrix} \dot{q} = \begin{bmatrix} 0 \\ -\Phi_t^d \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

² Les équations spécifiques à chaque type de contraintes de liaisons sont disponibles dans la section 3.3.4. En guise d'exemple, on peut montrer la liaison sphérique, dont l'équation est $\Phi^{k,s} \equiv r_i + A_i s_i^p - A_j s_j^p - r_j = 0$, où s_i et s_j sont des vecteurs décrivant la position relative de la liaison par rapport aux segments i et j respectivement, ou r_i et r_j sont les vecteurs positions des deux mêmes segments et où A_i et A_j sont les matrices de rotation représentant l'orientation de ses segments par rapport au système d'axe global. Cette équation ($\Phi^{k,s}$) s'insère en tant que rangé dans la matrice des contraintes holonome scléronôme (Φ^k).

$$\begin{bmatrix} \Phi_q^k \\ \Phi_q^d \end{bmatrix} \ddot{q} = \begin{bmatrix} -(\Phi_q^k \dot{q})_q \\ -(\Phi_q^d \dot{q})_q - 2\Phi_{qt}^d \end{bmatrix} \dot{q} - \begin{bmatrix} 0 \\ \Phi_{tt}^d \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Une version inspirée de la méthode de Newton-Raphson a été développée par *ABT* pour résoudre le système numériquement, c'est-à-dire trouver q , \dot{q} et \ddot{q} , puisque celui-ci est généralement un système non-linéaire. Cet algorithme supporte les contraintes redondantes. Toutefois, l'expérience démontre que le solveur est particulièrement instable lorsque des contradictions entre les contraintes sont relativement élevées. Or, lorsque les marqueurs sont posés sur la peau, comme dans notre cas, les erreurs sont si grandes que le solveur est systématiquement incapable de trouver une solution. Il est donc nécessaire d'utiliser une méthode de contournement (voir section 3.5) pour permettre de bien poser les équations responsable du pilotage du modèle, afin de satisfaire le solveur.

3.2.3 Analyse de la dynamique inverse

Une fois le problème cinématique résolu, les équations de dynamique de Lagrange sont utilisées pour résoudre le problème de dynamique inverse. Pour ce faire, on admet le principe d'Alembert, énonçant que pour un corps donné (i), la somme de la différence entre les forces externes (\vec{F}_i) et les forces inertielles ($m_i \vec{a}_i$) pour un travail virtuel suivant les coordonnées généralisées ($\delta \vec{q}_i$) est nulle :

$$\sum_{i=1}^n (\vec{F}_i - m_i \vec{a}_i) \cdot \delta \vec{q}_i = 0 \quad (3.10)$$

$$\sum_{i=1}^n (M_i - I_i \alpha_i - \tilde{\omega}_i I_i \omega_i) \cdot \delta \vec{q}_i = 0 \quad (3.11)$$

En d'autres mots, entre deux pas de simulation, on peut considérer que le système est en équilibre. La même logique s'applique pour les moments (équation (3.11)). On peut donc réduire l'équation (3.10) à un ensemble de corps rigides en équilibre :

$$m_i \ddot{\vec{r}}_i = \vec{F}_i \quad (3.12)$$

$$I_i \dot{\omega}_i + \tilde{\omega}_i I_i \omega_i = T_i \quad (3.13)$$

ou I_i est le tenseur inertiel (dans le système global) du corps et $\tilde{\omega}_i$ est la matrice antisymétrique du vecteur ω_i , c'est-à-dire que $\tilde{\omega}_i = \omega_i^T = -\omega_i$. Enfin, la vitesse angulaire (ω_i) peut être trouvée à partir de la partie rotationnelle des coordonnées généralisées, de sorte que :

$$\omega_i = 2 \dot{p}_i p_i^{-1} \quad (3.14)$$

On peut réécrire les équations (3.12) et (3.13) sous forme matricielle :

$$\begin{bmatrix} m_i & 0 \\ 0 & I_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{r}_i \\ \dot{\omega}_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \tilde{\omega}_i I_i \omega_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_i \\ T_i \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

$$M_i \alpha_i + b_i = g_i \quad (3.16)$$

Et en généralisant pour tous les corps rigides du système, on trouve :

$$\begin{bmatrix} M_1 & & & \\ & M_2 & & \\ & & \dots & \\ & & & M_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \dots \\ \alpha_n \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \dots \\ b_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \\ \dots \\ g_n \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

$$M \alpha + b = g \quad (3.18)$$

Il est intéressant de noter que l'équation (3.18) est souvent écrit sous la forme $M\ddot{q} = g$, permettant ainsi une relation directe entre la cinématique et la dynamique (Flores, 2008). Dans (3.18), g représente l'ensemble des forces et moments présents dans le système. On peut décomposer ceux-ci en trois groupes: les forces et moments appliquées (g^A), les forces et moments de contact³ (g^C) et les forces et moments musculaires (g^M). Puisque

³ Au sens mathématique du terme, il s'agit ici des forces de réaction, c'est-à-dire, les forces qui gardent le système en équilibre. Or, dans le cas précis présenté ici, les forces de réaction incluent les forces de réaction dérivées des forces de réaction au sol et des forces externes, ainsi que les forces égales mais opposées aux forces musculaires. Les forces de réaction présentées ici sont donc les forces de contact (voir 3.2.5). L'AMS utilise toutefois le nom « reaction forces ».

les premières forces sont connues (il s'agit des forces et moments de réaction au sol et de toutes autres forces ou moments externes appliquées au modèle), tandis que les deux dernières sont inconnues, il est plus pratique de réécrire le problème comme suit :

$$M\alpha + b - g^A = d \quad (3.19)$$

avec $d = g^C + g^M$. Par ailleurs, on considère que les contraintes cinématiques (scléronômes) représentent anatomiquement les forces non-musculaires (ligamentaires, géométriques, etc.), tandis que les contraintes de pilotage (rhéonômes) représentent les conséquences des forces musculaires. Ainsi, les forces de contact articulaires sont dans le même axe que les contraintes cinématiques et sont au même nombre que les contraintes cinématiques. Au contraire, les forces musculaires, générant le mouvement, ne sont pas nécessairement dans la même direction que les contraintes de pilotages. Ainsi, il est plus intéressant de représenter d par une matrice de coefficients directionnels (C), fonction de la géométrie des muscles, multipliée par une matrice d'amplitudes (f^M), représentant la force musculaire de chaque muscle (Rasmussen and Damsgaard, 1997) :

$$d = Cf^M \quad (3.20)$$

Les coefficients directionnels (C) sont un ensemble de vecteurs unitaires décrivant la ligne d'action des muscles. On sépare donc la ligne d'action musculaire, trouvée à partir de la cinématique et des points d'insertion des muscles, de l'amplitude de la force musculaire (f^M), trouvée à partir du processus d'optimisation. Étant donné que le nombre d'équations représenté par l'équation (3.20) est supérieur au nombre de degrés de liberté du système, celles-ci peuvent-être réduites par une méthode de réduction standard, telle que l'élimination de Gauss-Jordan⁴, avant d'être résolues, afin d'accélérer le processus d'optimisation. Ceci ramène le nombre de lignes de la matrice au nombre d'inconnus du système (Damsgaard, Rasmussen et al., 2001).

⁴ La méthode exacte utilisée dans l'AMS pour la réduction de la matrice n'est pas documentée.

3.2.4 Optimisation des forces musculaires

Bien que l'AMS ne fasse pas de distinction entre le calcul de la dynamique inverse et l'optimisation musculaire dans ses étapes de résolution, une distinction est faite ici puisqu'il s'agit toutefois de deux étapes différentes d'un point de vue logique.

Le problème de recrutement musculaire appliqué à la dynamique inverse en est un d'optimisation. La fonction objective à minimiser :

$$G(f^M) \quad (3.21)$$

est sujette aux contraintes posées par le problème de dynamique inverse (voir section 3.2.3) :

$$Cf^M = d \quad (3.22)$$

du fait que les muscles ne peuvent que tirer (et non pousser), alors :

$$f_i^M \geq 0 \quad (3.23)$$

L'AMS utilise le critère min-max comme fonction objective qui minimise le niveau maximal d'activation musculaire (Rasmussen and Damsgaard, 1997; Damsgaard, Christensen et al., 2001; Damsgaard, Rasmussen et al., 2001; Rasmussen, Damsgaard et al., 2001; Damsgaard, Rasmussen et al., 2006) :

$$G(f^M) = \max \left(\frac{f_i^M}{F_i} \right) \quad (3.24)$$

où f_i^M est la force d'un muscle particulier et où F_i est la force maximale que ce même muscle peut générer. Ce critère a tendance à distribuer l'effort musculaire sur le plus de muscles possible, qui travailleront tous le moins possible.

3.2.5 Forces de contact

Une force de contact (F_C), aussi appelée force os-à-os (Winter, 2004) ou force de réaction interne (Zatsiorsky, 2002), est, pour une articulation donnée, la résultante des forces et moments musculaires (F_M) et des forces et moments de réaction (F_R) dérivées des forces et moments de réaction au sol :

$$F_C = F_R + F_M \quad (3.25)$$

Or, lors de la résolution de la dynamique inverse avec l'*AMS* (voir section 3.2.3), il s'agit d'une des variables qui est calculée dans le processus d'optimisation musculaire (nommé g^C , puisque les forces g^C sont en fait les forces de réaction, voir 3.2.4). On peut donc extraire ces résultats des simulations, sans aucune difficulté.

3.2.6 Dépôt de modèles (version 6.0.1)

Le modèle utilisé provient du dépôt de modèles version 6.0.1, fournit par *ABT*. Cette version est la plus récente compatible avec *AMS* 2.0.1. Le dépôt est divisé en deux parties: les patrons de modèles et les applications (Damsgaard, Rasmussen et al., 2006).

Un patron de modèle définit un ensemble de segments et de joints réutilisables dans plusieurs applications. La définition de chacun des segments est écrite de façon à pouvoir y appliquer une règle de mise à l'échelle (voir section 3.4), permettant de personnaliser le sujet. De plus, une série de repères anatomiques sont déclarés et liés aux segments. Essentiellement, le patron de modèle est un ensemble de segments (voir section 3.3.1) et de contraintes scléronômes (voir section 3.3.4) pouvant être réutilisés d'un modèle à l'autre. Bien que plusieurs patrons soient disponibles dans le dépôt (tel qu'un modèle de vache), seul le patron de modèle du corps humain nous intéresse ici (voir Figure 3.3). Un modèle entier du corps humain est disponible, mais les données des marqueurs du haut du corps étaient insuffisantes pour la simulation. C'est donc la configuration "membre inférieur" (TwoLegs) qui a été utilisée. Chaque patron de modèle est disponible en trois

formes : sans muscles, avec des muscles à force constante et avec des muscles de type modèle de Hill. La version sans muscle du modèle nous permet de calculer la dynamique inverse classique, utile pour effectuer une pseudo-validation du modèle en comparant les résultats à d'autres études du même genre (voir section 4.2.1). Le modèle avec muscle à force constante est le modèle utilisé pour cette étude. Ce modèle, qui consiste à définir la force maximale que peut produire un muscle particulier (voir section 3.4), offre l'avantage d'être simple et de ne pas requérir de calibration (discuté ci-dessous). Le modèle de muscle de type Hill n'est pas utilisé (voir section 3.3.5). Ce dernier requiert une calibration spécifique au sujet et qui permet de définir une courbe de force maximale du muscle en fonction de l'élongation. Pour la calibration, une cinématique spécifique permettant d'identifier la souplesse de l'individu modélisé doit être disponible.

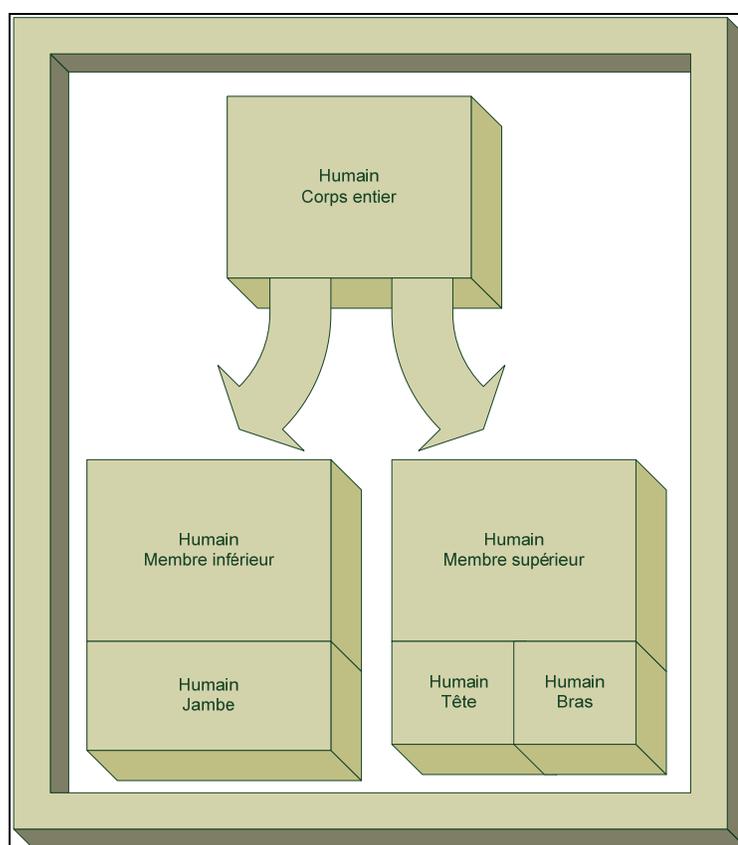


Figure 3.3 Structure des patrons de modèle.

Dans le but de rendre le patron le plus réutilisable possible, celui-ci ne définit ni l'échelle (ajustement des masses, des inerties et de la grandeur à un sujet particulier), ni les

contraintes rhéonômes du modèle (nature de la tâche). Il est toutefois nécessaire de définir ces paramètres pour effectuer une simulation : c'est le rôle de l'application. Celle-ci décrit la taille du modèle et les mouvements à effectuer. L'application est aussi responsable de définir l'environnement du modèle, comme les forces externes ou les objets environnants physiques (bicyclette, chaise, etc.).

3.3 Modèle du membre inférieur

Le modèle du membre inférieur proposé dans le dépôt de l'AMS est constitué de 7 segments (voir 3.3.1), 6 articulations (voir 3.3.4) et 70 muscles (35 par jambe) (voir 3.3.5). Le modèle suppose une symétrie anatomique bilatérale parfaite (en fait, la jambe gauche est littéralement une copie de la jambe droite). Le modèle peut être mis à l'échelle (voir 3.4) pour ajuster les paramètres des segments (masse, taille, inertie) à ceux du sujet de l'expérience (voir 3.1) et ainsi obtenir une meilleure correspondance entre les points anatomiques du modèle (voir 3.3.3) et les marqueurs placés sur le sujet (3.1).

3.3.1 Segments

Un segment, dans l'AMS, est un système de référence pouvant se déplacer librement dans l'espace (voir 3.2.2). Celui-ci représente le système d'axe local d'un corps rigide auquel on associe une masse, une inertie et un centre de masse (*CdM*). La masse des segments est trouvée en utilisant la méthode décrite par Winter (Winter, 2004), et calculée à partir de la masse totale du sujet. Winter estime que la masse de chacun des segments est relative et proportionnelle à la masse totale du sujet (voir Tableau 3.1). Le *CdM* est aussi estimé à partir des données fournies par Winter.

Tableau 3.1 Masse et centre de masse des segments

Segment	Masse (masse totale)	CdM (longueur du segment)
Pelvis	21.60%	10.5%
Cuisses	10.00%	43.3%
Jambes	4.65%	43.3%
Pieds	1.45%	50.0%

Il situe le *CdM* du pelvis au point milieu entre les crêtes iliaques antérieures supérieures (*ASIS*) à une distance (hauteur) proximale de 10.5% de sa longueur. Les centres de la cuisse et de la jambe se situent sur leur axe longitudinal, à 43.4% de leur extrémité

proximale. Enfin, le CdM du pied est à mi-chemin entre la malléole latérale et la tête du deuxième métatarse.

L'inertie, quant-à-elle, est estimée en supposant, pour les pieds, les cuisses et les jambes, des cylindres d'une longueur l , d'une masse m , d'une densité d (uniforme de $1000\text{kg} / \text{m}^3$) et d'un rayon r , de sorte que :

$$\begin{aligned} I_{xx} &= \frac{1}{4}mr^2 + \frac{1}{12}ml^2 \\ I_{yy} &= \frac{1}{2}mr^2 \\ I_{zz} &= \frac{1}{4}mr^2 + \frac{1}{12}ml^2 \end{aligned} \quad (3.26)$$

$$r = \sqrt{\frac{m}{\pi ld}} \quad (3.27)$$

$$\begin{aligned} I_{xx} &= 0.0221 \\ I_{yy} &= 0.01 \\ I_{zz} &= 0.0221 \end{aligned} \quad (3.28)$$

Quant-au pelvis (voir Figure 3.4), son inertie est fixée⁵ et constante (indépendante de la mise à l'échelle du sujet) aux valeurs énumérées en (3.28).

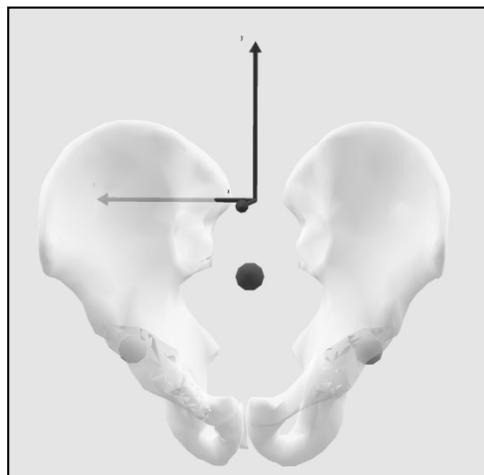


Figure 3.4 Système d'axes et centre de masse du pelvis et centres des hanches.

⁵ Aucune information n'est disponible quant aux arguments justifiant ce choix.



Figure 3.5 Système d'axes et centre de masse de la cuisse et centres articulaires.

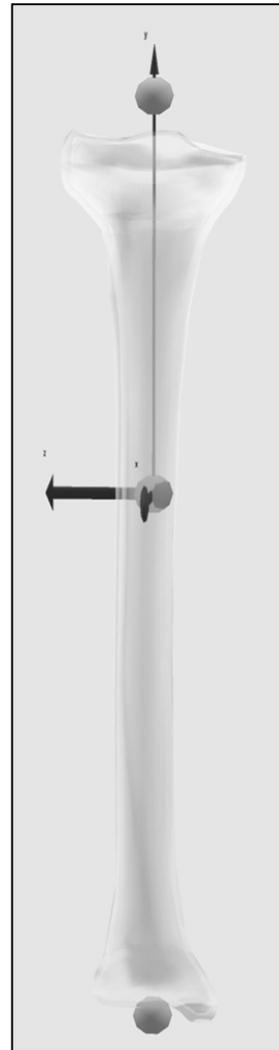


Figure 3.6 Système d'axes et centre de masse de la jambe et centres articulaires.

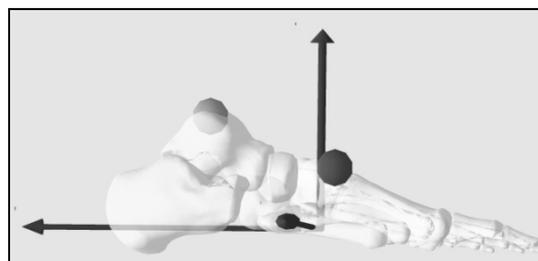


Figure 3.7 Système d'axes et centre de masse du pied et centre de la cheville.

L'orientation des axes locaux des différents segments est présentée dans le Tableau 3.2. Il s'agit des axes définissant le référentiel local de chacun des segments.

Tableau 3.2 Direction des axes des systèmes de référence locaux des segments

Pelvis	X: Antéropostérieur (vers antérieur) Y: Inférosupérieur (vers antérieur) Z: Médio-latéral (vers la droite)
Cuisses	X: Antéropostérieur (vers antérieur) Y: Longitudinal (vers distal) Z: Médio-latéral (vers la droite)
Jambes	X: Antéropostérieur (vers antérieur) Y: Longitudinal (vers distal) Z: Médio-latéral (vers la droite)
Pieds	X: Inférosupérieur (vers supérieur) Y: Longitudinal (vers postérieur) Z: Médio-latéral (vers la droite)

Ces orientations correspondent à celles proposées par l'*ISB* (Wu, Siegler et al., 2002), soit l'axe X antéropostérieur, l'axe Y longitudinal et l'axe Z médio-latéral. Pour la cuisse, l'axe longitudinal suit la ligne entre le centre de la hanche et celui du genou. Pour la jambe, cet axe suit le vecteur liant le centre du genou au centre de la cheville. Pour le pied, l'axe longitudinal est parallèle au sol, lorsque le sujet est debout. Ceci se concrétise par une rotation de -8.3 degrés autour de l'axe médio-latéral (Z), par rapport au système d'axe proposé par Winter où l'axe longitudinal (Y) lie le bout du talon à la tête du deuxième métatarse. Puisque cette rotation n'est pas présente dans les données de l'IRGLM, il est nécessaire de corriger le système d'axe du pied en appliquant cette rotation pour faire correspondre les deux systèmes d'axes.

L'origine du système local du pelvis, de la cuisse et de la jambe coïncide avec la position de leur *CdM*. Quant au pied, son centre est positionné sur la plante, à peu près à mi-

chemin entre le talon et le bout du pied⁶. Ainsi, pour un sujet dont le pied mesure 20.08cm, l'origine se trouvera à 12.6cm du talon (suivant l'axe Y+) et à 6 cm du centre de la cheville (suivant l'axe X-).

3.3.2 Degrés de liberté

Chacun des segments ajoute 6 *DDL* au modèle. Ainsi, ensemble, les 7 segments du membre inférieur (soit l'ensemble du modèle), présentent 42 *DDL* (voir Tableau 3.3), qui devront être contraints par des liaisons (voir 3.3.4) et des contraintes de pilotage (voir 3.5).

Tableau 3.3 DDL des segments

Segments	DDL
Pelvis	1x6
Fémurs	2x6
Tibias	2x6
Pieds	2x6
TOTAL	42

3.3.3 Points anatomiques

Dans l'*AMS*, les points anatomiques sont des systèmes de référence ayant une transformation constante par rapport au segment auquel ils sont attachés (appelés « node » dans l'*AMS*). En d'autres mots, l'*AMS* considère que chaque segment est un corps rigide, sur lequel on a mesuré des points d'intérêts. Bien qu'une multitude de ces points soient disponibles, seuls les plus importants, ceux que nous les utilisons, sont présentés dans le Tableau 3.4.

⁶ Aucune documentation n'est disponible permettant de connaître d'où provient le choix de l'origine du système de référence du pied. Toutefois, celui à l'avantage d'être parallèle au sol lorsque le pied est déposé au sol.

Tableau 3.4 Principaux points anatomiques

Code	Nom	Segment	Source
RT.C.RLFC	Condyle fémoral latéral droit	Cuisse	Delp
LT.C.LLFC	Condyle fémoral latéral gauche	Cuisse	Delp
RS.C.RLM	Malléole latérale droite	Jambe	Delp
LS.C.LL	Malléole latérale gauche	Jambe	Delp
RT.C.R	Grand trochanter droit	Cuisse	Delp
LT.C.L	Grand trochanter gauche	Cuisse	Delp
RAJ.GCF	Centre articulaire de la cheville droite	Jambe	Winter
LAJ.GCF	Centre articulaire de la cheville gauche	Jambe	Winter
RKJ.GCF	Centre articulaire du genou droit	Cuisse	Winter
LKJ.GCF	Centre articulaire du genou gauche	Cuisse	Winter
RHJ.GCF	Centre articulaire de la hanche droite	Cuisse	Winter
LHJ.GCF	Centre articulaire de la hanche gauche	Cuisse	Winter

La position de ces points anatomiques provient principalement de deux sources : Winter (Winter, 2004) et Delp (Delp, Loan et al., 1990). Formellement, un point anatomique e est un point dans le système global ayant une position relative ($\overrightarrow{s_{e,i}}$) par rapport au CdM ($\overrightarrow{r_{e,i}}$) d'un segment i auquel il est rattaché, et donc décrit par l'équation :

$$\overrightarrow{r_{e,i}} = \vec{r}_i + A_i \overrightarrow{s_{e,i}} \quad (3.29)$$

où A_i est la matrice de rotation contenant l'orientation du segment, et \vec{r}_i , la position du segment dans le système global.

3.3.4 Articulations

En absence du tronc, les segments du modèle forment une chaîne cinématique ouverte non ramifiée. Les segments sont liés cinématiquement par des contraintes scléronômes représentant les articulations, nommées liaisons. Les hanches sont représentées par des liaisons sphériques, les genoux par des liaisons rotoïdes et les chevilles par des liaisons universelles (voir Tableau 3.5). Ceci à pour effet de raffiner le modèle en limitant le nombre de contraintes de pilotage requises pour avoir un système cinématique déterminé (autant de contraintes que de DDL). On passe donc de 42 (voir 3.3.1, Tableau 3.3) à 18 DDL .

Dans l'AMS, les liaisons sont des contraintes scléronômes (voir 3.2.2). Chaque liaison est une équation liant la position et l'orientation de deux corps rigides (i et j) et correspond à une ligne dans la matrice des contraintes cinématiques (Φ^k).

Tableau 3.5 Types de liaisons et impact sur les DDL

Liaisons	Types	DDL restants	DDL éliminés
Hanches	Sphérique	3 rotations, aucune translation	3 par hanche
Genoux	Rotoïde	1 rotation, aucune translation	5 par genou
Chevilles	Universelle	2 rotations, aucune translation	2 par cheville
TOTAL		12	24

Les contraintes sphériques ($\Phi^{k,s}$) (utilisées pour modéliser les hanches) empêchent toute translation inter-segmentaires sans toutefois limiter les rotations (voir Figure 3.8). Elles prennent la forme :

$$\Phi^{k,s} \equiv \vec{r}_i + A_i \vec{s}_{e,i} - A_j \vec{s}_{e,j} - \vec{r}_j = 0 \quad (3.30)$$

où \vec{r}_i et \vec{r}_j sont les vecteurs de position des Cdm des corps et \vec{s}_i et \vec{s}_j sont les positions relatives du centre articulaire par rapport au Cdm de leur segment respectif (ce sont des points anatomiques, voir 3.3.3). Les matrices A_i et A_j sont des matrices de transformation permettant d'exprimer les positions relatives \vec{s}_i et \vec{s}_j dans le système d'axes globale (plutôt que celui local au segment). Essentiellement, il s'agit de s'assurer que deux points, chacun fixé dans le référentiel local de segments différents, soient confondus en tout temps⁷.

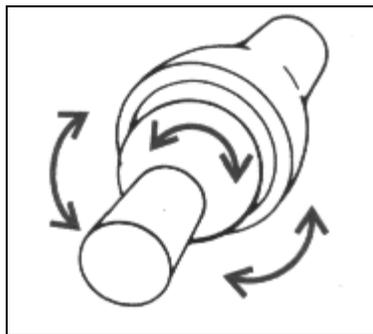


Figure 3.8 Liaison sphérique⁸.

Les contraintes universelles ($\Phi^{k,u}$) (utilisées pour modéliser les chevilles) empêchent, elles aussi, toute translation inter-segmentaire. Toutefois, elles limitent, en plus, une des 3 rotations possibles. Il est donc naturel de réutiliser l'équation (3.30), en y ajoutant une contrainte rotationnelle supplémentaire ($\Phi^{k,\perp}$), prenant la forme :

$$\Phi^{k,\perp} \equiv \overrightarrow{s_{e,i}} \wedge \overrightarrow{s_{e,j}} = 0 \quad (3.31)$$

L'équation (3.31) implique que les vecteurs de position relative des points anatomiques sont toujours perpendiculaires. Ainsi, chacun des segments peut tourner librement autour du vecteur \vec{s} du segment avec lequel il est lié, permettant uniquement deux rotations, c'est-à-dire un joint de cardan (Figure 3.9).

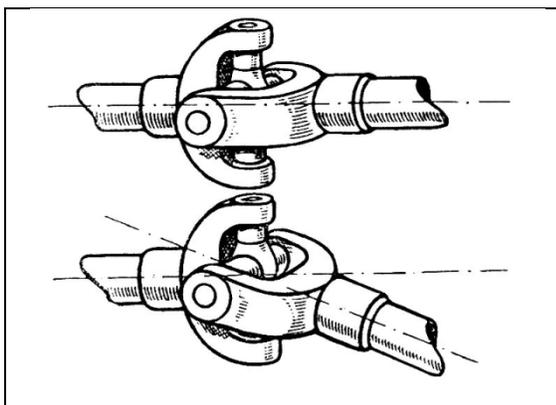


Figure 3.9 Liaison universelle⁹.

⁸ Ici, en tout temps signifie indépendamment du temps ou sans égard au temps, ce qui explique pourquoi les liaisons sont toutes considérées scléronômes.

Le dernier type de liaison, est la liaison rotoïde (voir Figure 3.10); elle permet une rotation selon un seul axe. Plutôt que de se baser sur la liaison universelle en y ajoutant une contrainte supplémentaire, il est plus intéressant de se baser, ici aussi, sur la liaison sphérique et d'y ajouter une contrainte ($\Phi^{k,||}$) prenant la forme :

$$\Phi^{k,||} \equiv \overrightarrow{s_{e,i}} \bullet \overrightarrow{s_{e,j}} = 1 \quad (3.32)$$

et impliquant que les vecteurs de position relative des points anatomiques soient toujours parallèles, en s'assurant que le produit scalaire entre les deux vecteurs est unitaire. Ainsi, chacun des segments liés par la liaison rotoïde ne peut tourner qu'autour d'un vecteur unique, issu de la fusion des vecteurs $\overrightarrow{s_{e,i}}$ et $\overrightarrow{s_{e,j}}$.

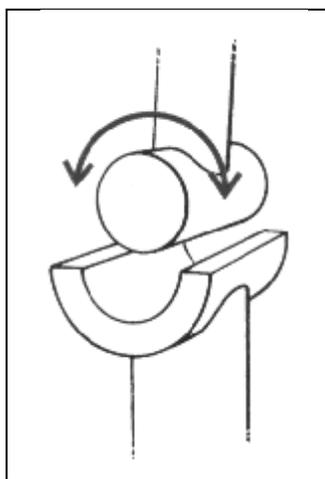


Figure 3.10 Liaison rotoïde¹⁰.

Une fois les articulations (contraintes scléronômes, voir 3.2.2) ajoutées au modèle, le système est réduit à 18 degrés de liberté. À l'aide de contraintes rhéonômes, les 18 DDL sont éliminés afin d'obtenir une solution au problème cinématique. Cette méthode est décrite dans la section 3.5.

⁹ Source : <http://www.asia-europe.uni-heidelberg.de>

/fileadmin/Pictures/Research_Projects/Research_Project_D/D5_Hidden_Grammars/D5_Cardan_Joint.jpeg

¹⁰ Source : <http://ovrt.nist.gov/projects/vrml/h-anim/joint1A.gif>



3.3.5 Muscles

Le patron du modèle du membre inférieur contient deux copies du patron du modèle de la jambe. Ce modèle contient 35 muscles (Delp, Loan et al., 1990). Car bien que les auteurs aient proposé 43 muscles, certains ont été combinés pour former un seul muscle, comme le gastrocnemius et l'iliopsoas. D'autres ont été omis¹¹, comme l'adductor brevis, le peroneus tertius, le pectineus, etc. Enfin, les forces maximales des gluteus maximus sont légèrement différentes de celles de Delp. Pour une liste complète de la correspondance entre les muscles du modèle de Delp et ceux du dépôt, se référer au Tableau 6.

¹¹ Aucune information n'est disponible quant à la raison de ces omissions, toutefois, la documentation du dépôt indique que ceux-ci sont manquants, suggérant que ce n'est pas accidentel mais bien un choix d'implémentation.

Tableau 3.6 Correspondance entre muscles du dépôt et ceux de Delp

Dépôt de ABT	Modèle de Delp	Force maximale
Soleus	Soleus	2830N
Gastrocnemius	Medial (1115N) et lateral gastrocnemius (490N)	1605N
FlexorDigitorumLongus	Flexor digitorum longus	310N
FlexorHallucisLongus	Flexor hallucis longus	320N
TibialisPosterior	Tibialis posterior	1270N
PeroneusBrevis	Peroneus brevis	350N
TibialisAnterior	Tibialis anterior	600N
ExtensorDigitorumLongus	Extensor digitorum longus	340N
ExtensorHallucisLongus	Extensor hallucis longus	110N
VastusLateralis	Vastus lateralis	1870N
VastusMedialis	Vastus medialis	1295N
VastusIntermedius	Vastus intermedius	1235N
RectusFemoris	Rectus femoris	780N
Semitendinosus	Semitendinosus	330N
Semimembranosus	Semimembranosus	1030N
BicepsFemorisCaputLongum	Biceps femoris (lh)	720N
BicepsFemorisCaputBreve	Biceps femoris (sh)	400N
Sartorius	Sartorius	105N
Gracilis	Gracilis	110N
Iliopsoas	Iliacus (430N), Psoas (370N)	800N
GluteusMinimus1	Gluteus minimus 1	180N
GluteusMinimus2	Gluteus minimus 2	190N
GluteusMinimus3	Gluteus minimus 3	215N
GluteusMedius1	Gluteus medius 1	550N
GluteusMedius2	Gluteus medius 2	380N
GluteusMedius3	Gluteus medius 3	435N
GluteusMaximus1	Gluteus maximus 1 (380N)	382N
GluteusMaximus2	Gluteus maximus 2 (550N)	546N
GluteusMaximus3	Gluteus maximus 3 (368N)	368N
TensorFasciaeLatae	Tensor fasciae latae	155N
Piriformis	Piriformis	295N
AdductorLongus	Adductor longus	420N
AdductorMagnus1	Adductor magnus 1	345N
AdductorMagnus2	Adductor magnus 2	310N
AdductorMagnus3	Adductor magnus 3	445N
Absent	Adductor brevis (285N)	N.A.
Absent	Peroneus longus (755N)	N.A.
Absent	Pectineus (175N)	N.A.
Absent	Peroneus tertius (90N)	N.A.
Absent	Quadratus femoris (255N)	N.A.
Absent	Gemelli (110N)	N.A.

3.4 Anthropométrie et mise à l'échelle

Le dépôt de l'*AMS* permet d'ajuster la taille du patron du modèle humain par une méthode appelée Length-Mass-Fat (Rasmussen, de Zee et al., 2005). Cette méthode applique une transformation non-affine sur la définition des points anatomiques (qui sont exprimés en position relative par rapport aux segments (voir 3.3.3)). Ainsi, on applique une transformation de la forme :

$$s = Sp + t \quad (3.33)$$

où s est le vecteur position du point anatomique exprimé dans le système d'axe du segment mis à l'échelle, p est la position initiale de ce point anatomique, t est une translation et S est la matrice de transformation de mise à l'échelle. En exprimant la matrice de mise à l'échelle en tant que matrice diagonale, on peut contrôler l'étirement ou la compression du segment de façon individuelle pour chaque axe :

$$S = \begin{bmatrix} k_x & & \\ & k_y & \\ & & k_z \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

où k_x , k_y et k_z sont les coefficients de mise à l'échelle pour chaque axe. En appliquant cette méthode sur les segments du modèle tout en s'assurant de respecter la définition d'axe de l'ISB (Wu, Siegler et al., 2002), qui définit l'axe Y comme l'axe longitudinal, on peut définir une règle de mise à l'échelle dépendante de plusieurs variables. En effet, bien que la longueur d'un segment dépende uniquement de la grandeur du sujet, la masse et le diamètre de celui-ci dépendent principalement de la masse de ce dernier. La méthode développée pour le logiciel RAMSIS (Human Solutions) permet d'estimer la section transversale d'un segment lorsqu'on connaît sa longueur et sa masse¹² (Rasmussen, de Zee et al., 2005) :

¹² Cette règle s'applique uniquement aux segments élongés pouvant être modélisé par un cylindre, tels que les bras, jambes et pieds.

$$\begin{aligned}
 k_y &= \frac{L_s}{L_0} \\
 k_x = k_z &= \sqrt{\frac{m_s/m_0}{L_y}}
 \end{aligned}
 \tag{3.35}$$

où L_0 et L_s sont la longueur du segment avant et après mise à l'échelle respectivement, et où m_0 et m_s sont la masse du segment avant et après la mise à l'échelle, respectivement. Il est donc nécessaire, pour utiliser cette méthode, de connaître la longueur et la masse de chaque segment, telles que calculées par la méthode de Winter (voir 3.3.1).

En plus de la mise à l'échelle des points anatomiques, il est nécessaire d'ajuster la force maximale que chaque muscle peut exercer (mise à l'échelle des muscles). Sachant que la force maximale que peut exercer un muscle est proportionnelle à la masse de celui-ci (Folland, Mc Cauley et al., 2008), il faut estimer la masse musculaire de chaque segment. Pour ce faire, on utilise l'indice de masse corporelle (IMC) en conjonction avec les équations de régression de Frankenfield (Frankenfield, Rowe et al., 2001), pour trouver le pourcentage de tissus adipeux du sujet (selon le sexe) :

$$\begin{aligned}
 P_{adipeux,h} &= -0.09 + 0.0149 (\text{BMI}) - 0.00009 (\text{BMI}^2) \\
 P_{adipeux,f} &= -0.08 + 0.0203 (\text{BMI}) - 0.000156 (\text{BMI}^2)
 \end{aligned}
 \tag{3.36}$$

Or, la masse musculaire ne correspond pas à l'entièreté de la masse non-adipeuse : les os et le sang participent aussi à la masse totale du segment. La masse musculaire correspond donc à :

$$\begin{aligned}
 P_{muscles} + P_{adipeuse} + P_{autre} &= 1 \\
 P_{muscles} &= 1 - P_{adipeuse} - P_{autre}
 \end{aligned}
 \tag{3.37}$$

Toutefois, la proportion non musculaire, non adipeuse de la masse est estimée à 50% de la masse totale du corps. Il est donc raisonnable d'utiliser la proportion de masse musculaire ($P_{muscles}$) pour mettre à l'échelle les forces musculaires :

$$F_s = F_0 \left(\frac{k_m P_{\text{muscles},s}}{k_l P_{\text{muscles},0}} \right) \quad (3.38)$$

$$k_m = \frac{m_s}{m_0} \quad (3.39)$$

$$k_l = \frac{l_s}{l_0} \quad (3.40)$$

où F_s et F_0 représentent respectivement la force musculaire après et avant la mise à l'échelle, tandis que k_m et k_l sont les rapports de masses (k_m) et de longueurs (k_l).

3.5 Contraintes de pilotage

Le patron de modèle définit (42 *DDL* et 24 contraintes scléronômes, donc 18 *DDL* effectifs) la structure du modèle, sans définir le mouvement (tâche) à effectuer (voir 3.2.6). Il faut donc définir 18 contraintes rhéonômes indépendantes décrivant la trajectoire des segments du modèle. Pour simplifier l'écriture du problème, on divise les contraintes en deux catégories : l'ancrage du modèle et la posture de celui-ci. Par cette division, on obtient un modèle nécessitant 6 contraintes d'ancrage (la position et l'orientation d'un des segments) et 12 contraintes posturales (3 rotations par hanche, 1 par genou et 2 par cheville).

3.5.1 Contraintes d'ancrage

Les contraintes d'ancrages sont des contraintes holonômes rhéonômes absolues. Elles définissent la position ou l'orientation d'un segment dans l'espace à tout moment et sont exprimées par rapport au système d'axes global. Puisque les contraintes posturales (voir 3.5.2) sont définies en valeurs relatives, une position/orientation initiale est nécessaire pour calculer la position et l'orientation absolue de tous les segments. Au niveau de la résolution du problème, le choix du segment d'ancrage n'a pas d'impact et est donc

arbitraire. Toutefois, ce choix a un effet sur la propagation des erreurs dans le modèle (voir 3.5.3). Ainsi, le segment qui sert d'ancrage au modèle est le pelvis. Sa position est contrainte en calculant la distance moyenne entre les centres articulaires des hanches : la position de ce point dans le modèle doit correspondre aux données mesurées (voir 3.6.1.1). L'orientation du pelvis correspond à celle calculée par l'*IRGLM* (Lecours, Nadeau et al., 2008): elle est mesurée directement par les données cinématiques.

3.5.2 Contraintes posturales

Les contraintes posturales sont des contraintes holonômes rhéonômes relatives. Elles définissent l'état des différentes liaisons du modèle. Il s'agit des degrés de liberté qui ne sont pas contraints par les liaisons (voir 3.3.4). Ainsi, pour les hanches, on doit fournir trois contraintes (les 3 rotations) : la flexion-extension, l'abduction-adduction et la rotation interne-externe. Pour les genoux, une seule rotation est requise : la flexion-extension. Pour les chevilles, deux rotations doivent être fournies : la flexion-extension et l'éversion-inversion.

Pour les hanches, afin de simplifier le calcul, on fixe l'orientation des cuisses, en laissant à l'*AMS* le soin de déduire l'état de la liaison (voir 3.6.1.2). Pour les genoux, on prend l'angle entre le vecteur longitudinal de la cuisse et celui de la jambe (voir 0). Enfin, pour la cheville, puisque les pieds restent immobiles tout au long de la tâche, on suppose qu'ils restent parallèles au sol à tout instant, ce qui nous donne l'angle d'éversion-inversion et l'angle de flexion-extension (voir 3.6.1.4).

3.5.3 Propagation de l'erreur

Puisque le solveur de l'*AMS* ne supporte pas la résolution du problème cinématique ayant des boucles fermées (qui est en fait un problème sur-contraint, voir 3.2.2), il faut définir le problème en tant que boucle ouverte. Comme tous les segments sont liés les uns aux autres par des contraintes scléronômes empêchant toute translation (voir 3.3.4), la

position et l'orientation absolue d'un seul segment sont requis pour définir l'état du système à tout instant (voir 3.5.2). Le choix du segment qui aura une position fixe a un impact important sur la précision du modèle. En effet, choisir une extrémité du modèle (un pied par exemple) a pour effet de distribuer l'erreur d'orientation sur une longue chaîne cinématique jusqu'à l'autre pied. Le résultat est d'avoir un pied qui suit de très près la cinématique mesurée (le pied contraint), tandis que l'autre accumule l'erreur de tous les segments de la chaîne. Afin de limiter cet effet, la position du pelvis a été utilisée pour fixer la position du modèle, limitant la propagation des erreurs sur trois segments, plutôt que sur six. L'effet est d'avoir une distribution symétrique de l'erreur sur les deux pieds et une très faible erreur sur le pelvis.

Pour visualiser cette erreur, il est utile de formuler le problème autrement. On définit J_h , J_k et J_a comme les quaternions duaux représentant simultanément les rotations et translations relatives des deux hanches, deux genoux ainsi que des deux chevilles respectivement, par rapport au segment proximal précédent de chacun d'eux.

Pour la situation où on prend le pelvis (P_p) comme point d'ancrage, le dual quaternion représentant la position et l'orientation des pieds (P_f) est symétrique et correspond à :

$$P_f = P_p J_h J_k J_a \quad (3.41)$$

Pour la situation où on prend le pied gauche¹³ (P_f^L) comme ancrage, le quaternion dual représentant la position et l'orientation du pied droit (P_f^R) correspond, en suivant la chaîne cinématique du pied gauche jusqu'au pied droit, à :

$$P_f^R = P_f^L (J_a^L)^{-1} (J_k^L)^{-1} (J_h^L)^{-1} J_h^R J_k^R J_a^R \quad (3.42)$$

Si les transformations de liaisons (J_h , J_k et J_a) contiennent des erreurs, on voit clairement pourquoi la solution (3.41) est avantageuse par rapport à la solution (3.42).

¹³ On utilise l'indice L et R pour représenter le côté gauche ou droit respectivement du segment ou de la liaison.

3.6 Entrées du modèle de la TAD

Le problème de la dynamique directe, utilisée pour la modélisation et la prédiction du comportement de corps rigides se déplaçant dans l'espace, peut être résumé en deux étapes : l'application des équations de dynamique sur les forces appliquées (\vec{F}) au corps ($\vec{F} = m\vec{\ddot{r}}$), suivit d'une double intégration de l'accélération ($\vec{r} = \iint \vec{\ddot{r}}$) pour obtenir la position future du corps (\vec{r}).

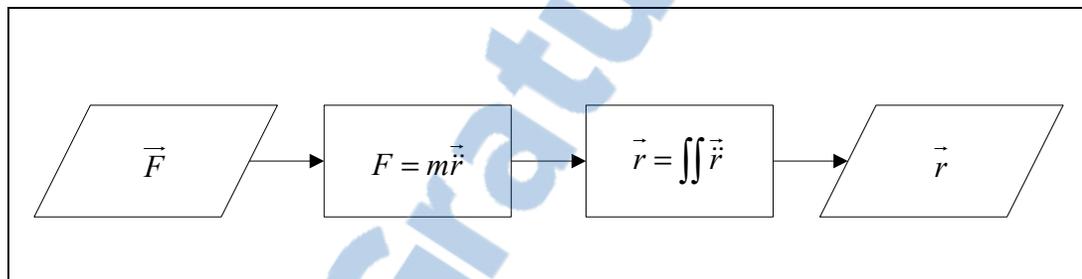


Figure 3.11 Dynamique directe.
Adapté de (Zatsiorsky, 2002)

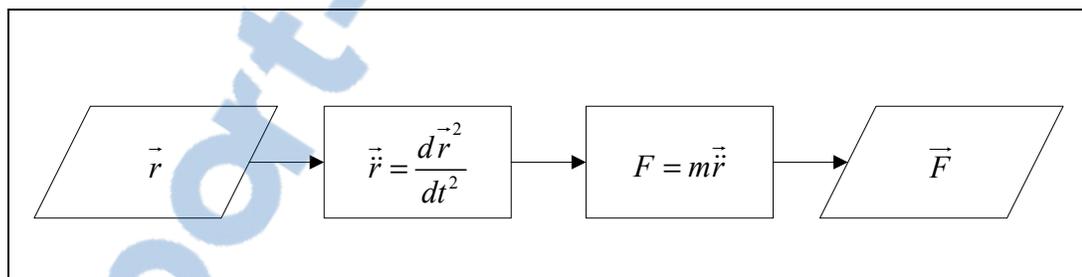


Figure 3.12 Dynamique inverse.
Adapté de (Zatsiorsky, 2002)

La dynamique inverse consiste à faire le processus inverse. C'est-à-dire qu'à partir de la position du corps (\vec{r}), on dérive pour obtenir l'accélération ($\vec{\ddot{r}}$), qui grâce aux équations de dynamique ($\vec{F} = m\vec{\ddot{r}}$), permet de déduire les forces ayant généré le mouvement (\vec{F}).

En théorie, il est possible de déduire l'ensemble des forces à partir des déplacements (la cinématique, voir section 3.6.1), lorsqu'un seul point de contact, ou force de réaction au sol est présent (Zatsiorsky, 2002). Toutefois, ceci n'est pas le cas lors de la TAD, qui s'initie à trois points de contact (siège et pieds) pour se terminer à deux points de contact

(pieds). Il est donc nécessaire d'incorporer les forces de réaction au sol (et au siège, voir section 3.6.2), afin d'obtenir une solution unique. De plus, puisque notre objectif est de simuler l'impact d'une force externe « synthétique » (force virtuelle), il n'est pas possible de déduire cette force à partir des mesures et il faut donc fournir cette donnée en entrée au modèle (voir section 3.6.3) (voir Figure 3.13).

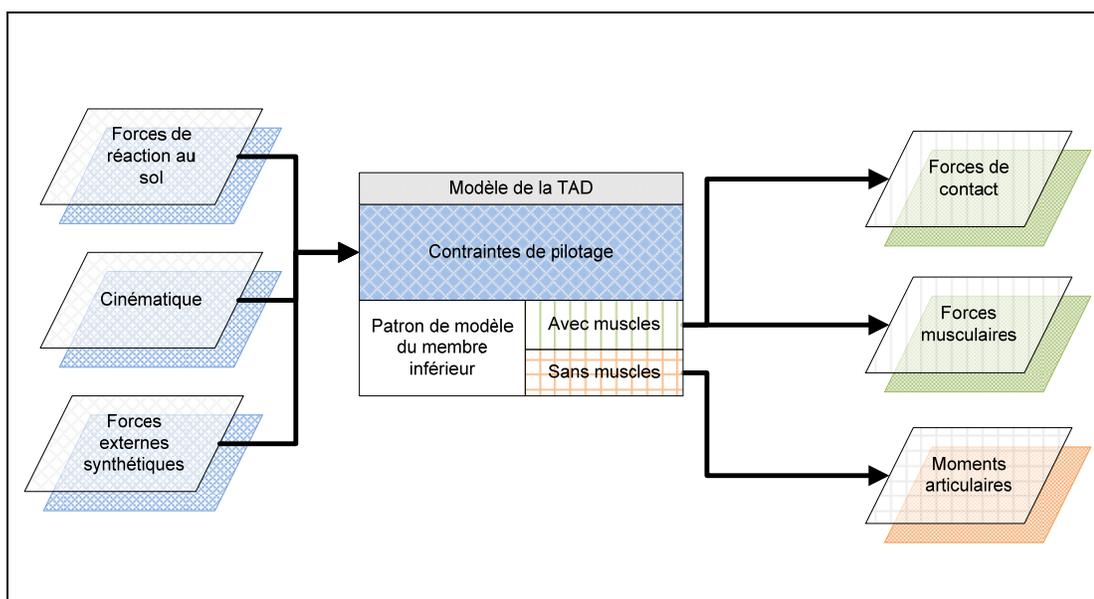


Figure 3.13 Entrées et sorties du modèle de la TAD.

3.6.1 Cinématique

Puisque le solveur de l'AMS requiert un système qui n'est ni sous-contraint, ni sur-contraint (voir section 3.2.2), il est nécessaire de transformer les données cinématiques fournies par l'IRGLM de façon à éliminer toute redondance (c'est-à-dire en variables indépendantes). Pour ce faire, on divise les contraintes de pilotages en contraintes d'ancrage et en contraintes posturales (voir section 3.5.2). L'orientation et la position du pelvis (voir section 3.6.1.1) servent de contraintes d'ancrage tandis que l'orientation des cuisses (voir section 3.6.1.2), l'angle de flexion du genou (voir section 0) et l'orientation des pieds (voir section 3.6.1.4) servent de contraintes posturales.

L'AMS ne supporte qu'un format d'entrée pour une orientation¹⁴, le vecteur de rotation de Gibbs. Il s'agit d'un vecteur tridimensionnel représentant l'axe autour duquel s'effectue la rotation. L'amplitude du vecteur détermine la quantité de rotations à effectuer, en gradients. Puisque cette convention pose problème lorsque l'angle de rotation est très petit¹⁵ (l'orientation du vecteur devient sujette aux erreurs numériques), toutes les manipulations ont été faites en quaternions. La conversion en vecteur de rotation a été réservée pour la toute fin (export vers l'AMS).

3.6.1.1 Position et orientation du pelvis

La position du pelvis est contrainte en s'assurant que le point milieu entre les centres articulaires des hanches correspond à celui estimé par les marqueurs virtuels de l'IRGLM :

$$\frac{H_L + H_R}{2} = \frac{M_L + M_R}{2} \quad (3.43)$$

où H_L et H_R sont des points anatomiques représentant les centres articulaires des hanches gauche et droite respectivement (dans le modèle de l'AMS) et où M_L et M_R sont les marqueurs virtuels (voir 3.1.1) mesurant la position des centres gauche et droit de la hanche respectivement.

¹⁴ En théorie, l'AMS 2.0 supporte les quaternions unitaires (paramètres d'Euler). Toutefois, un bug empêche l'import de rotations dans ce format.

¹⁵ À l'intérieur de l'AMS, un traitement spécial est fait pour éviter les erreurs lorsque l'amplitude du vecteur de rotation est petite. La méthode exacte utilisée (et sa performance) n'est pas documentée.

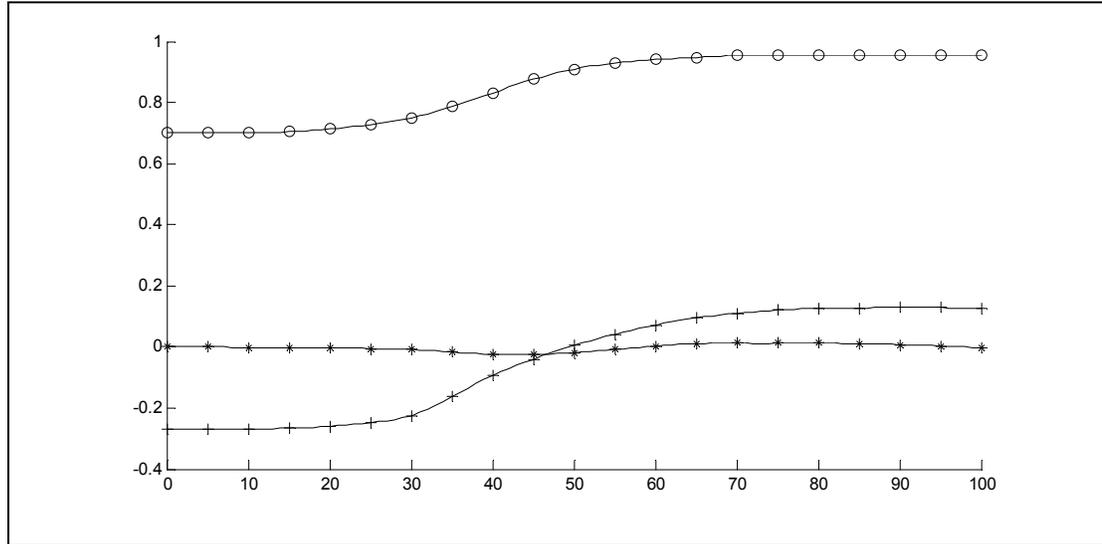


Figure 3.14 Point milieu (en mètres) entre les centres articulaires des hanches.
Essai S04
+ : Composante en X, o : Composante en Y, * : Composante en Z

L'orientation du pelvis, quant à elle, est fournie directement dans les données de l'*IRGLM* (voir 3.1) Toutefois, il est nécessaire de convertir le quaternion dual fourni par l'*IRGLM* en vecteur de rotation, pour la simulation dans l'*AMS*. Pour ce faire, on extrait le quaternion (Q) de rotation du quaternion dual (Q_d), par identification :

$$Q \equiv q_w + q_x i + q_y j + q_z k \quad (3.44)$$

$$Q_d = (q_w + q_x i + q_y j + q_z k)(r_w + r_x \varepsilon i + r_y \varepsilon j + r_z \varepsilon k)$$

où i , j et k sont les valeurs complexes d'une dimension qui, mise au carré, donne -1 et représentant les trois axes orthogonaux, et où ε est une valeur complexe d'une dimension qui, mise au carré, est nulle. On peut ensuite convertir le quaternion de rotation en vecteur de rotation directement (\vec{v}), puisque les deux conventions sont très similaires :

$$\vec{v} = \frac{\alpha \langle q_x \quad q_y \quad q_z \rangle}{\sin(\alpha/2)} \quad (3.45)$$

$$\alpha = 2 \cos^{-1}(q_w)$$

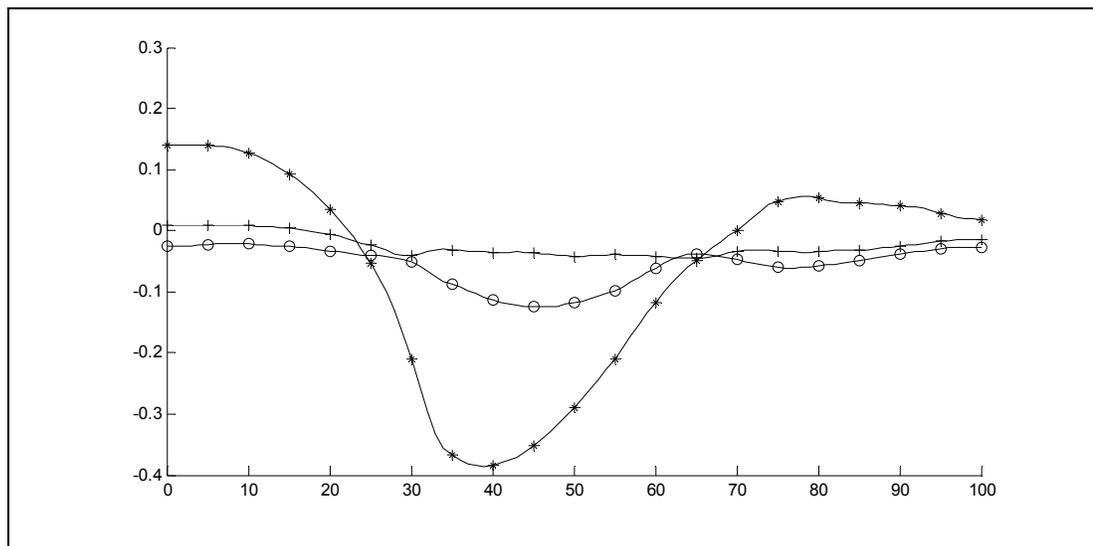


Figure 3.15 Vecteur de rotation représentant l'orientation du pelvis.

Essai S04

+ : Composante en X, o : Composante en Y, * : Composante en Z

3.6.1.2 Orientation de la cuisse

Bien que l'IRGLM fournisse les données d'orientation de tous les segments du membre inférieur, celles-ci ne sont pas utilisables dans notre simulation. En effet, il semble que ces données souffrent de l'effet décrit par Cappozzo (Cappozzo, Catani et al., 1996), voulant que l'erreur d'orientation du segment soit fonction de l'angle de flexion. Ceci s'explique principalement par le mouvement de la peau, qui lui-même est fonction de l'angle de flexion. Or, l'orientation des cuisses est estimée à partir des épicondyles fémoraux. Ceux-ci sont particulièrement sensibles à cet effet (artefact de près de 5cm sur le déplacement des marqueurs des épicondyles fémoraux latéraux pour une flexion de 0 à 120 degrés) (Cappozzo, Catani et al., 1996). L'orientation de la cuisse était donc irréaliste : les fémurs exhibaient une rotation interne pouvant atteindre 30 degrés lorsque le sujet était en position assise.

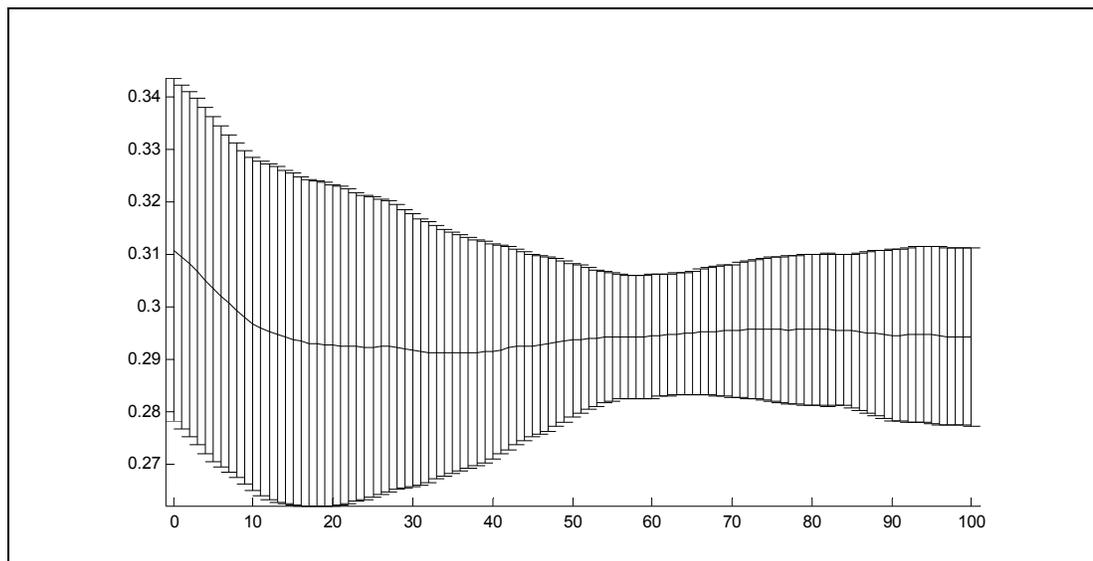


Figure 3.16 Moyenne (m) et écart-type de la distance inter-articulaires des genoux.

Pour pallier à ce problème, les systèmes d'axes ont dû être recalculés. Les pieds étant immobiles au sol, une rotation interne du fémur n'est possible que si les genoux sont déplacés latéralement (écartement ou rapprochement des genoux). La Figure 3.16 montre que la distance entre les genoux restait pratiquement constante tout au long de la tâche. Donc, on peut considérer qu'il n'y a pas de rotation inter-externe de la hanche pendant la TAD. De plus, cette distance inter articulaire correspond de très près à la distance entre les chevilles (voir Figure 3.17). Ainsi, non seulement la rotation-interne externe est constante, mais en plus elle correspond à la rotation interne initiale, en position assise.

Le système d'axe du fémur a donc été calculé en considérant que l'axe Y (longitudinal) était formé par le vecteur joignant le centre de la hanche au centre du genou. L'axe des X (antéropostérieur) est le produit vectoriel entre l'axe Y de la cuisse et l'axe des Z du système global. L'axe des Z (médio-latéral) est le produit vectoriel entre les axes X et Y de la cuisse.

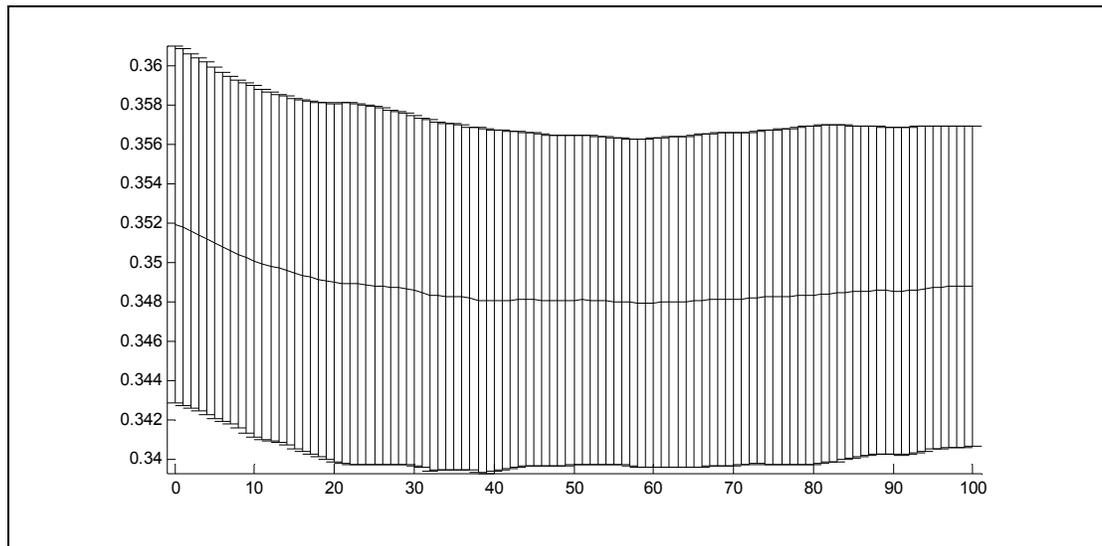


Figure 3.17 Moyenne (m) et écart-type inter-essais de la distance inter-articulaires des chevilles.

3.6.1.3 Angle de flexion du genou

Pour évaluer l'angle de flexion du genou, on calcule simplement l'angle entre le vecteur longitudinal (axe Y) de la cuisse (Y_T) (voir 3.6.1.2) et le vecteur longitudinal (axe Y) de la jambe (Y_S) (liant le centre du genou au centre de la cheville) :

$$\theta = \cos^{-1}(Y_T \bullet Y_S) \quad (3.46)$$

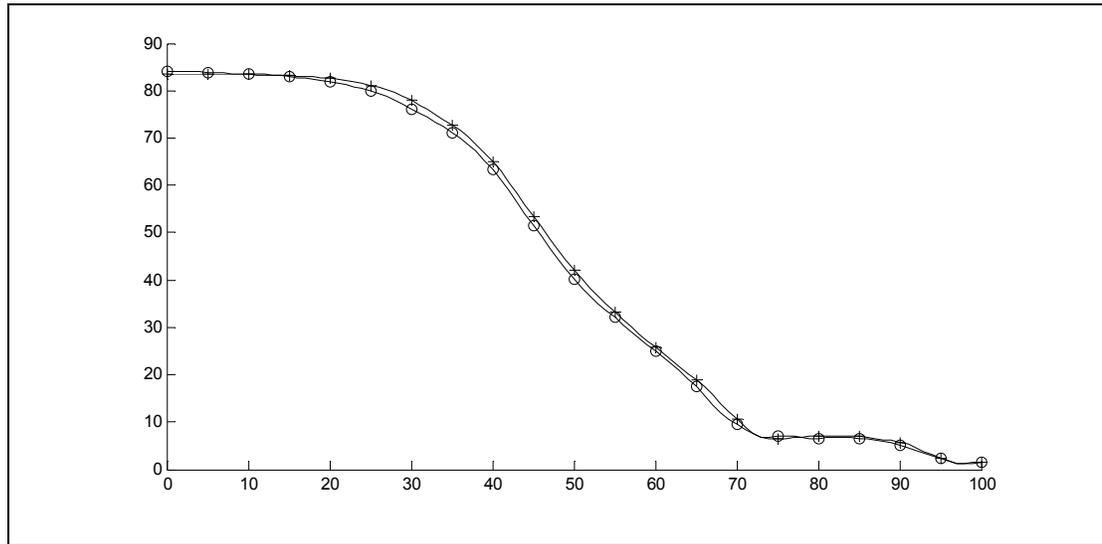


Figure 3.18 Angle de flexion du genou (en degrés).

Essai S04

+ : Genou gauche, o : Genou droite

3.6.1.4 Orientation du pied (sur deux axes)

Pour calculer l'angle de flexion-extension et d'éversion-inversion du pied, on commence par estimer l'orientation du pied en le contraignant à suivre le système d'axes global. Ceci est possible puisque le système du pied a été choisi de manière à ce que les axes Y et Z soient parallèles au système d'axes global lorsque le pied est au sol. Ainsi, l'orientation du pied reste constante tout au long de la simulation. On calcule ensuite l'angle de flexion-extension (θ_{FE}) (Figure 3.20) en calculant l'angle entre le vecteur de l'axe Y de la jambe et de l'axe X du pied (voir 3.3.1). On fait de même pour l'angle d'éversion-inversion (θ_{EI}) (Figure 3.19), qui correspond à l'inverse de l'angle entre l'axe Z de la jambe et l'axe Z du pied :

$$\theta_{FE} = \cos^{-1}(Y_S \bullet X_F) \quad (3.47)$$

$$\theta_{EI} = -\cos^{-1}(Z_S \bullet Z_F) \quad (3.48)$$

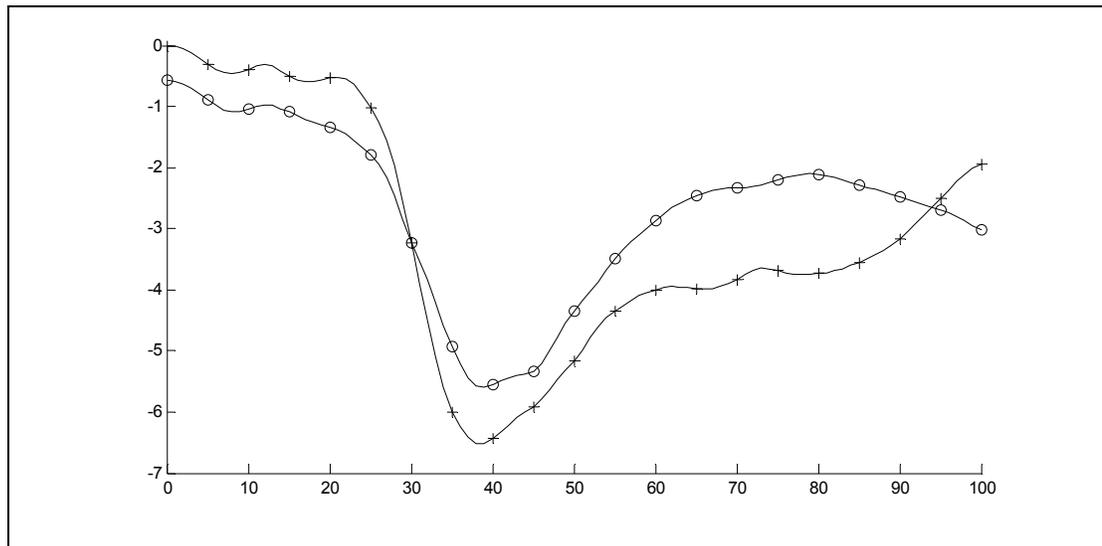


Figure 3.19 Angle d'éversion-inversion de la cheville (en degrés).

Essai S04

+ : Cheville gauche, o : Cheville droite

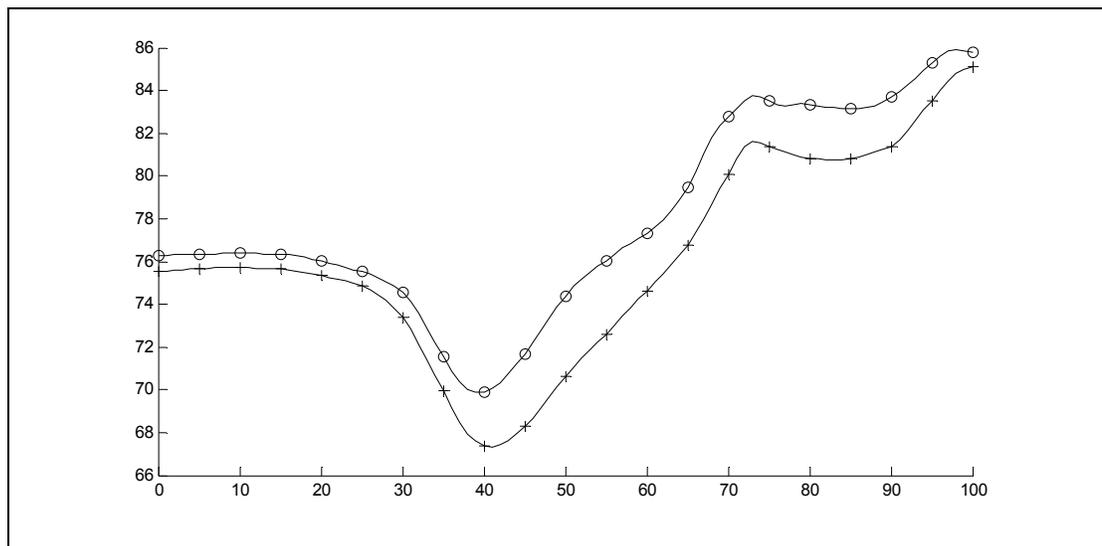


Figure 3.20 Angle de flexion de la cheville (en degrés).

Essai S04

+ : Cheville gauche, o : Cheville droite

3.6.2 Forces de réaction au sol

Les forces de réaction des sujets sont acquises grâce à six plateformes de forces (voir 3.1). Les deux plateformes au sol sont sous les pieds droit et gauche respectivement. On obtient donc un centre de force, une force et un moment par pied, qui peuvent être appliqués directement dans le modèle.

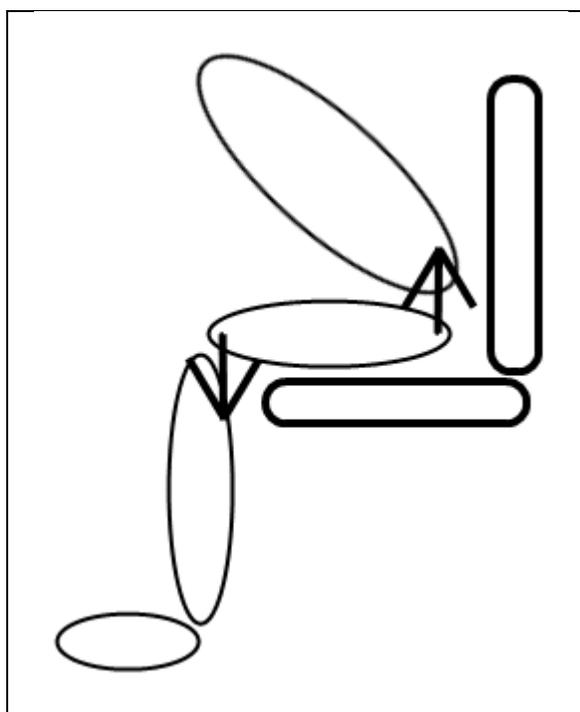


Figure 3.21 Couple créé par la flexion du tronc, avant le démarrage, lors de la TAD.

Les quatre plateformes du siège sont placées en un carré de 2 par 2. Un moment, une force et un centre de force sont calculés par paire de plateformes, de sorte qu'on obtient un résultat équivalent à deux plateformes : une à droite et une à gauche. Il est possible d'appliquer les dites forces soit sur les cuisses (une force par cuisse), soit sur le pelvis (les deux forces sur le pelvis). Il n'a pas été possible de trouver, dans la littérature, d'articles permettant de favoriser l'une ou l'autre des solutions. Toutefois, avant le décollage du siège, le PdC est transféré vers l'avant (à cause de la flexion du tronc). Ceci a pour effet de créer un transfert de poids vers les pieds, créant un couple qui décolle le

pelvis du siège et utilise le contact des cuisses avec le siège comme pivot, initiant la rotation des cuisses pour le décollage (voir Figure 3.21). Il est donc plus naturel d'appliquer les forces de réaction au siège sur les cuisses que sur le pelvis.

3.6.3 Forces externes synthétiques (forces virtuelles)

Le principal effet qu'ont les aides techniques à la *TAD* est d'ajouter une force virtuelle sur les cuisses ou le pelvis. Bien que l'effet des aides techniques à la *TAD* ait été passablement étudié (Ellis, Seedhom et al., 1979; Wretenberg, Arborelius et al., 1993; Munro, Steele et al., 1998; Kamnik and Bajd, 2000; Kuzelicki, Kamnik et al., 2001; Kamnik and Bajd, 2002; Kamnik and Bajd, 2003; Kamnik and Bajd, 2004; Sugimura and Wada, 2004; Fattah, Agrawal et al., 2006; O'Meara and Smith, 2006; Chugo, Kawabata et al., 2007), très peu d'études s'intéressent à la nature des forces mises en jeu : il semble que seul Sugimura (2004) aient évalué cet aspect plus spécifiquement. Or, l'étude n'analyse que l'angle et l'amplitude de la force nécessaire pour générer l'accélération du *CdM* du sujet pendant la *TAD*, et non la force nécessaire pour soulever le sujet, ou celle qui aurait le plus d'effet sur un facteur donné (comme les moments articulaires ou les forces de contact). Il n'y a donc pas, ou très peu, d'informations sur la nature (angle, amplitude et point d'application) de la force requise pour aider une personne ayant de la difficulté à se lever.

Pour évaluer la nature de cette force, nous avons répété notre simulation plusieurs fois, mais en ajoutant une force virtuelle, « synthétique », différente (en orientation, en amplitude ou en position) afin d'évaluer l'impact sur les forces de contact. Chaque simulation a été calculée avec et sans muscles, ce qui permet d'évaluer l'effet de la force virtuelle sur les moments articulaires, en plus des forces de contact.

3.6.3.1 Amplitude

Le choix de l'amplitude des forces externes s'est fait à partir de l'article de Sugimura (Sugimura and Wada, 2004), qui mesure que la force nécessaire pour générer

l'accélération du *CdM* lors de la *TAD* est d'environ 38% du poids du corps (*PdC*). Puisqu'une aide technique se doit de supporter une partie du *PdC*, en plus d'aider le sujet à se lever, il est probable que cette valeur soit le minimum requis pour avoir un effet significatif sur les forces en jeu. À partir de cette valeur minimum, nous avons estimé que des forces de 30%, 50% et 70% du *PdC* seraient intéressantes. Puisque les pieds du sujet s'appuient au sol, une force similaire ou supérieure au *PdC* produira une poussée supérieure à la force requise pour soutenir le sujet, ayant donc comme effet de propulser celui-ci plutôt que de seulement le soutenir (i.e. la valeur de 70% du *PdC*). Pour toutes les simulations où l'amplitude n'est pas la variable étudiée, celle-ci est fixée à 50% du *PdC*. Il est important de souligner que la force est appliquée dès le début de la tâche et reste appliquée jusqu'à la fin de la tâche. Il n'est donc pas intéressant d'étudier la dernière phase, c'est-à-dire la stabilisation, puisque la force sera toujours appliquée.

3.6.3.2 Orientation

Bien que Sugimura (2004) donnent l'angle de la force nécessaire pour produire la poussée lors de la *TAD*, soit entre 25 et 40 degrés par rapport à la verticale, il s'agit de l'angle de la force maximale requise pour générer le déplacement du *CdM*. Cette force n'est malheureusement pas représentative de l'angle requis pour produire une force soutenue tout au long de la tâche. Sans point de départ, il est naturel d'étudier les extrêmes (horizontale ou parallèle au sol, verticale ou perpendiculaire au sol), le point milieu (diagonale ou à 45 degrés par rapport au sol) et une force simulant une chaise motorisée suivant la trajectoire de l'utilisateur (perpendiculaire aux cuisses). C'est d'ailleurs la force perpendiculaire aux cuisses qui sera utilisée lorsque l'orientation de la force n'est pas la variable étudiée.

3.6.3.3 Point d'application

Il ne nous a pas été possible de trouver d'études analysant directement l'effet du point d'application d'une force virtuelle lors de la *TAD*. Or, le choix de ce point a un effet important sur l'impact qu'a cette force, vu le bras de levier créé par la distance entre la

force et les articulations, ainsi que la difficulté de gérer l'effet d'une perturbation du point de vue de l'équilibre, surtout si celle-ci est éloignée du *CdM* (Pai, Rogers et al., 1998; Pai, 1999; Pai and Iqbal, 1999; Pavol, Runtz et al., 2002; Pai, Wening et al., 2003; Pai, Wening et al., 2003). Il est donc important de mesurer cet effet, pour faire un choix judicieux du point d'application dans une aide technique éventuelle. Trois positions ont été étudiées : un point d'application proximal (à mi-chemin entre le *CdM* de la cuisse et la hanche), distal (à mi-chemin entre le *CdM* de la cuisse et le genou) et mitoyen (à mi-chemin entre la hanche et le genou). Lorsque le point d'application de la force n'est pas la variable étudiée, la force est positionnée directement sur le *CdM* de la cuisse.

3.6.3.4 Résumé des simulations

Tableau 3.7 Résumé des simulations

Nom	Variable	Description	Force		
			Orientation	Amplitude (% de PdC)	Point d'application
<u>Avec muscles</u>					
M0	Aucune	Sans force virtuelle	N/A	N/A	N/A
MTH	Orientation	Force parallèle au sol	Horizontale	50%	CdM
MTD	Orientation	Force à 45 degrés	Diagonale	50%	CdM
MTV	Orientation	Force perpendiculaire au sol	Verticale	50%	CdM
MA3	Amplitude	30% du poids du corps	Perpendiculaire	30%	CdM
MA5	Amplitude	50% du poids du corps	Perpendiculaire	50%	CdM
MA7	Amplitude	70% du poids du corps	Perpendiculaire	70%	CdM
MPP	Point d'application	Entre CdM et centre de la hanche	Perpendiculaire	50%	1/2 proximal
MPM	Point d'application	Entre centre du genou et de la hanche	Perpendiculaire	50%	1/2 longueur
MPD	Point d'application	Entre CdM et centre du genou	Perpendiculaire	50%	1/2 distal
<u>Sans muscles</u>					
N0	Aucune	Sans force virtuelle	N/A	N/A	N/A
NTH	Orientation	Force parallèle au sol	Horizontale	50%	CdM
NTD	Orientation	Force à 45 degrés	Diagonale	50%	CdM
NTV	Orientation	Force perpendiculaire au sol	Verticale	50%	CdM
NA3	Amplitude	30% du poids du corps	Perpendiculaire	30%	CdM
NA5	Amplitude	50% du poids du corps	Perpendiculaire	50%	CdM
NA7	Amplitude	70% du poids du corps	Perpendiculaire	70%	CdM
NPP	Point d'application	Entre CdM et centre de la hanche	Perpendiculaire	50%	1/2 proximal
NPM	Point d'application	Entre centre du genou et de la hanche	Perpendiculaire	50%	1/2 longueur
NPD	Point d'application	Entre CdM et centre du genou	Perpendiculaire	50%	1/2 distal

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 Mise en contexte à la présentation des résultats

La simulation d'un des scénarios pour un des essais prend entre 6 et 7 minutes à exécuter. Vingt scénarios ont été simulés (voir section 3.6.3.4) pour 23 essais, pour un total d'environ 48 heures de temps d'exécution des calculs. Les données disponibles contenaient la transition assis-debout et la transition debout-assis. Les bornes de la tâche (début et fin) ont été identifiées par inspection visuelle de la force de réaction au sol, dans la direction verticale. En effet, celle-ci commence par devenir négative au cours de l'initiation de mouvement, puis se stabilise à la fin de celui-ci (voir Figure 4.1). On inclut, dans la tâche, la période de stabilisation présente à la fin du mouvement.

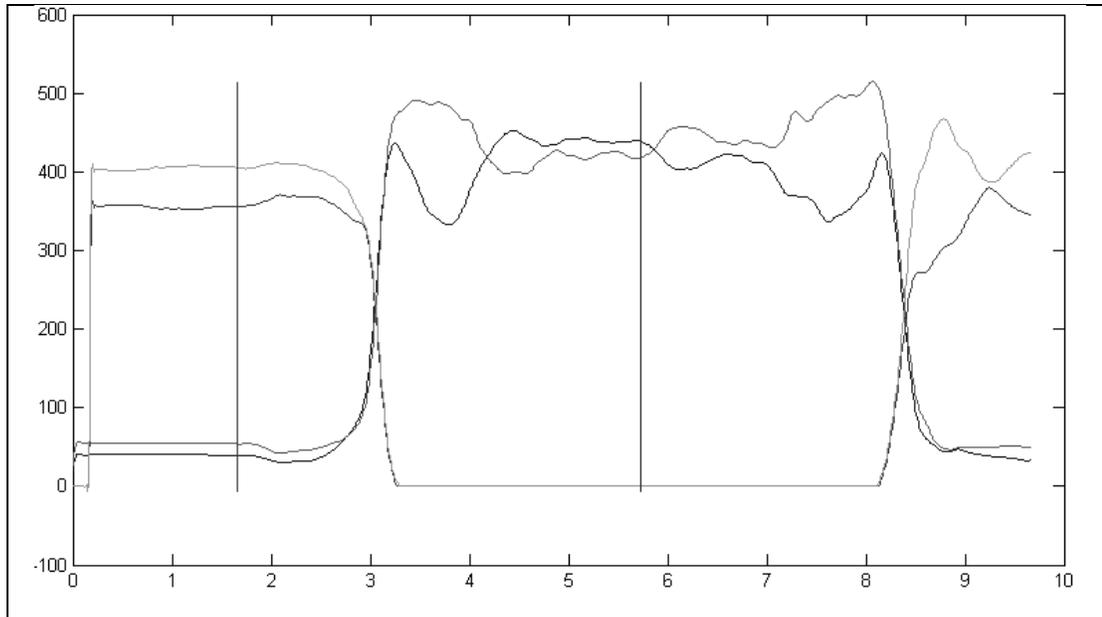


Figure 4.1 Identification du début et de la fin de la tâche par inspection visuelle.

Essai S04

La tâche est ensuite normalisée pour représenter le temps en pourcentage du temps total d'exécution, pour permettre une meilleure comparaison inter essais.

Les forces et moments des articulations sont présentés par rapport au système d'axes de celles-ci. Plus spécifiquement, les systèmes d'axes du genou et de la hanche sont situés en leurs centres articulaires respectifs et leur orientation correspond à celle du fémur.

4.2 Sans muscle : Forces et moments articulaires

En absence de muscles, la dynamique inverse donne deux résultats : les moments articulaires et les forces de réaction. Pour une articulation donnée, il existe toujours un total de 6 forces ou moments, correspondant aux 6 degrés de liberté de l'articulation en question. Les moments articulaires génèrent le mouvement, tandis que les forces et moments de réaction l'empêchent.

De façon plus spécifique, les contraintes scléronômes linéaires ou rotationnelles (voir 3.3.4), limitant les mouvements, généreront respectivement autant de forces ou moments de réaction. Par opposition, les degrés de liberté restants, contraints à l'aide de contraintes de pilotage (rhéonômes, voir 3.5) généreront les forces ou moments articulaires.

Tableau 4.1 Forces et moments articulaires et de réaction

Articulation	Forces/Moments de réaction	Forces/Moments articulaires
Cheville	3/1	0/2
Genou	3/2	0/1
Hanche	3/0	0/3

Par exemple, le genou, représenté par une liaison rotoïde (voir 3.3.4), offre un seul degré de liberté. Puisque les 5 autres DDL inter-segmentaires sont contraints (3 translations, 2 rotations), on obtient 3 forces de réaction (les 3 translations contraintes), 2 moments de réaction (les deux rotations contraintes) et 1 moment articulaire (moment de flexion). Se référer au Tableau 4.1 pour le nombre de forces et moments articulaires et de réaction pour chaque articulation.

L'AMS n'a pas de système de résolution spécifique lui permettant de résoudre un problème sans muscles. Pour contourner ce problème, le modèle peut-être adapté pour introduire deux muscles purement rotatifs (actuateurs) pour chacun des *DDL* : un positif et un négatif. Cette technique permet d'utiliser l'AMS pour calculer la dynamique inverse « classique », équivalente de la méthode récursive newtonienne. Pour simplifier la lecture, toutes les données présentées fusionneront les effets des deux muscles rotatifs en un seul, donnant le moment articulaire.

4.2.1 Sans force virtuelle (N0)

En l'absence de muscle et de force de simulation, on effectue alors la dynamique inverse classique. Ceci nous permet de comparer les moments maximaux à ceux obtenus dans la littérature (voir Tableau 4.2), ce qui nous donne une bonne indication sur la pertinence de notre simulation et nous permet de valider qu'elle donne des résultats plausibles.

Tableau 4.2 Moments articulaires maximaux aux genoux et hanches
(en Nm/kg/m)

Auteur	Genoux	Hanches
(Kotake, Dohi et al., 1993)	0.53	0.41
(Roebroek, Doorenbosch et al., 1994)	0.48	0.35
(Sibella, Galli et al., 2003) – Obèses	0.44	0.35
(Sibella, Galli et al., 2003) – Contrôles	0.22	0.58
(Rodosky, Andriacchi et al., 1989)	0.50	1.02
(Fleckenstein, Kirby et al., 1988)	-	1.02
(Doorenbosch, Harlaar et al., 1994)	0.34	0.46
Présente étude (hanche : flexion uniquement)	0.28	0.42
Présente étude (hanche : trois axes combinés)	0.28	0.68

Un des paramètres les plus utilisés dans la littérature est le moment articulaire maximum. Cette valeur est intéressante puisqu'elle correspond au moment minimum que doit générer un individu pour arriver à se lever. Au niveau des genoux, le consensus est assez clair, avec des valeurs entre de 0.22 et 0.53 Nm/kg/m. Au niveau des hanches, on trouve deux groupes de valeurs, un groupe ayant des valeurs entre de 0.35 et 0.58 Nm/kg/m, et l'autre dont les valeurs se situent plutôt autour de 1.02 Nm/kg/m (voir Tableau 4.2).

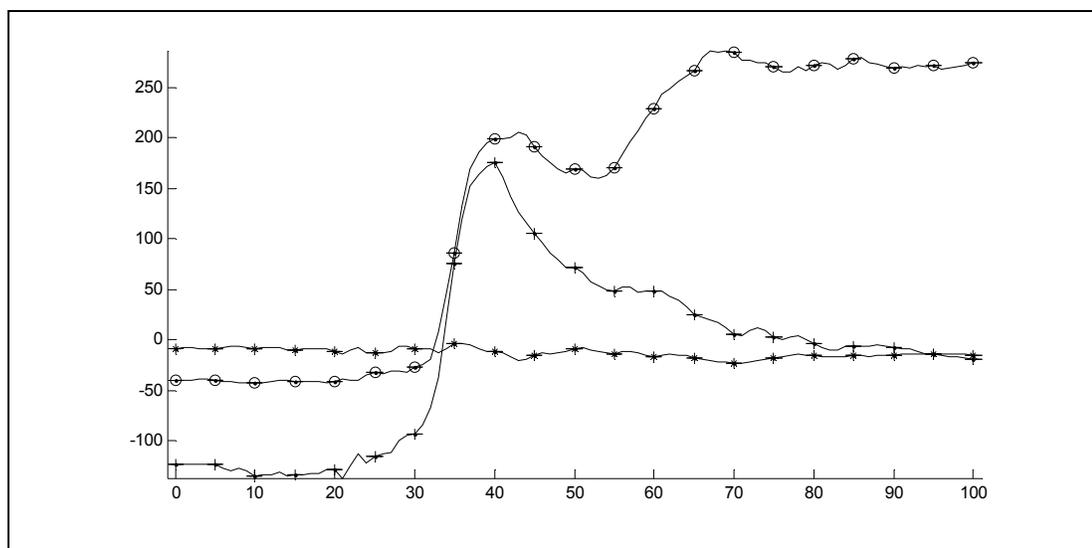


Figure 4.2 Forces de réaction (en N) à la hanche droite.

Essai S04 – Scénario N0

+ : Force X, o : Force Y, * : Force Z

Bien qu'ils ne portent que sur un seul sujet, nos résultats, contrairement à ceux des autres études, se situent particulièrement près des résultats de Sibella (Sibella, Galli et al., 2003). La simulation N0, sans muscle et sans force virtuelle, produit des résultats similaires aux résultats trouvés dans le premier groupe de valeurs, avec un moment maximal moyen (intra sujet, inter essais) de 0.27 ± 0.11 Nm/kg/m (gauche) et 0.29 ± 0.07 Nm/kg/m (droit) aux genoux et de 0.43 ± 0.09 Nm/kg/m (gauche) et 0.41 ± 0.07 Nm/kg/m (droite) aux hanches (moments autour de l'axe des Z).

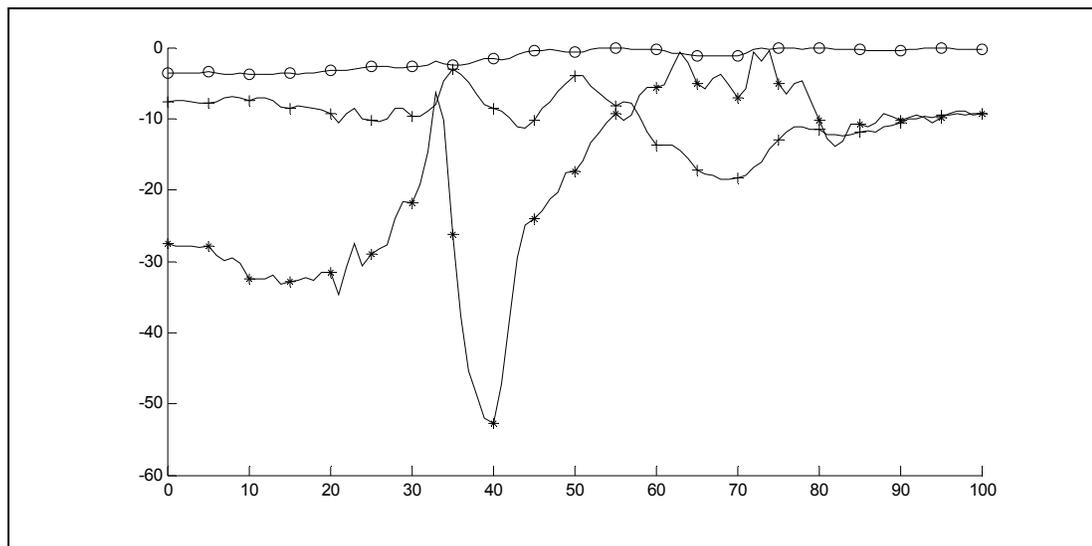


Figure 4.3 Moments articulaires (en Nm) à la hanche droite.

Essai S04 – Scénario N0

+ : Moment X, o : Moment Y, * : Moment Z

La variabilité entre les études s'explique par plusieurs facteurs. Tout d'abord, la hauteur du siège n'est pas nécessairement la même dans chaque étude. Or, la hauteur du siège a un effet important sur les moments articulaires aux hanches et surtout aux genoux (Rodosky, Andriacchi et al., 1989; Arborelius, Wretenberg et al., 1992; Schenkman, Riley et al., 1996; Yamada and Demura, 2004). De plus, la méthode de normalisation, qui consiste à diviser les moments articulaires par la masse et la taille du sujet, fait abstraction de la différence de stratégie utilisée par les sujets, en fonction de leur âge (Pai, Naughton et al., 1994; Kuo, 1995; Hughes and Schenkman, 1996; Papa and Cappozzo, 2000), leur poids (Sibella, Galli et al., 2003) et les pathologies qui les affectent, comme les maux de dos (Coghlin and McFadyen, 1994), l'arthrose, etc.

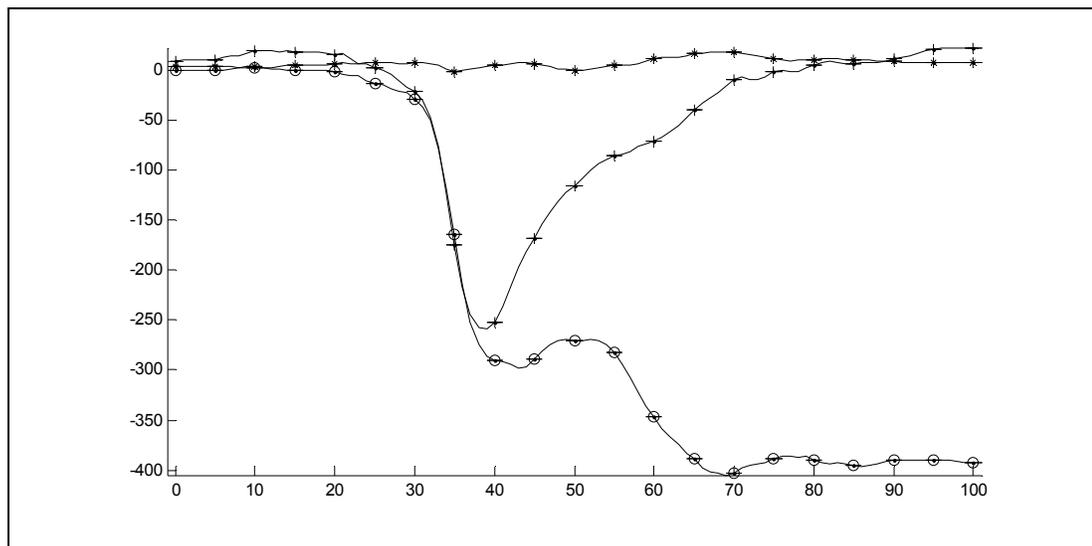


Figure 4.4 Forces de réaction (en N) au genou droit.

Essai S04 – Scénario N0

+ : Force X, o : Force Y, * : Force Z

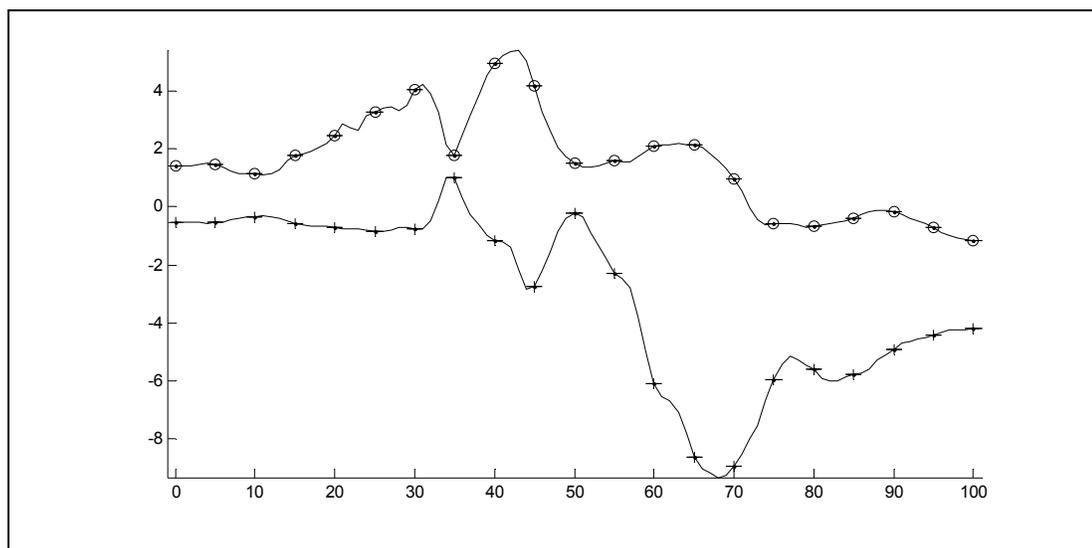


Figure 4.5 Moments de réaction (en N) au genou droit.

Essai S04 – Scénario N0

+ : Moment X, o : Moment Y

Enfin, le facteur le plus important expliquant cette variabilité, et probablement celui qui explique le mieux la différence entre les deux groupes d'études (celui avec moments maximaux aux hanches autour de 0.5 Nm/kg/m et celui autour de 1.00 Nm/kg/m), est le choix du système d'axes. Cette information est souvent omise dans les articles. Lorsqu'on observe le moment de flexion de la hanche (moment exercé autour du vecteur médio-

latéral du système d'axe du fémur), on n'obtient qu'une partie du moment total. Le moment total, constitué des moments dans les trois axes de la hanche, est beaucoup plus important (voir Tableau 4.2). Les moments totaux aux hanches sont de 0.73 ± 0.1 Nm/kg/m (gauche) et de 0.62 ± 0.1 Nm/kg/m (droite).

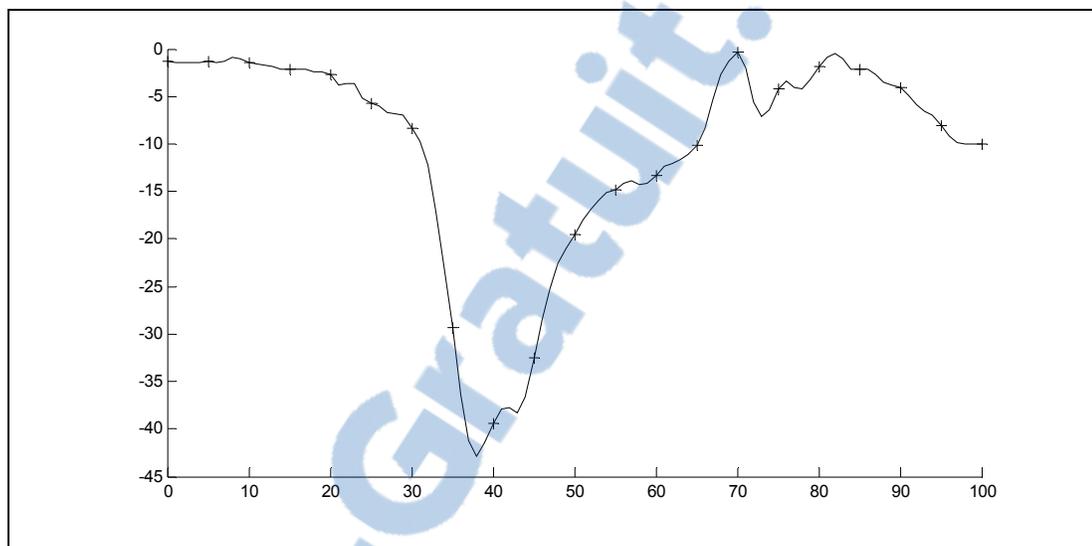


Figure 4.6 Moments articulaire (en Nm) au genou droit.

Essai S04 – Scénario N0

+ : Moment Z

4.2.2 Avec force virtuelle

En l'absence de muscles, l'ajout d'une force virtuelle n'a pas pour effet la diminution des forces de réaction ou moments articulaires (voir Figure 4.4 et Figure 4.7). En fait, puisque la force de réaction au sol et la cinématique du modèle sont toutes deux fixées, la force virtuelle simulée ne peut les influencer. Toutefois, elle est quand même compensée par le système : celui-ci doit être en équilibre à tout moment. La force cherche donc une variable lui permettant de « fuir » et d'être compensée : la force résiduelle (voir 2.1.1). Par analogie, on peut imaginer un système de conduits n'ayant qu'une ouverture. L'ensemble du circuit étant rempli d'eau (en équilibre), si on injecte de l'eau à un emplacement quelconque, celle-ci trouvera une issue : le conduit débordera par l'ouverture. L'eau qui est sur la trajectoire formée par la jonction du point d'injection et

l'ouverture sera déplacée. Toute l'eau qui n'est pas sur cette trajectoire ne sera pas affectée par l'injection.

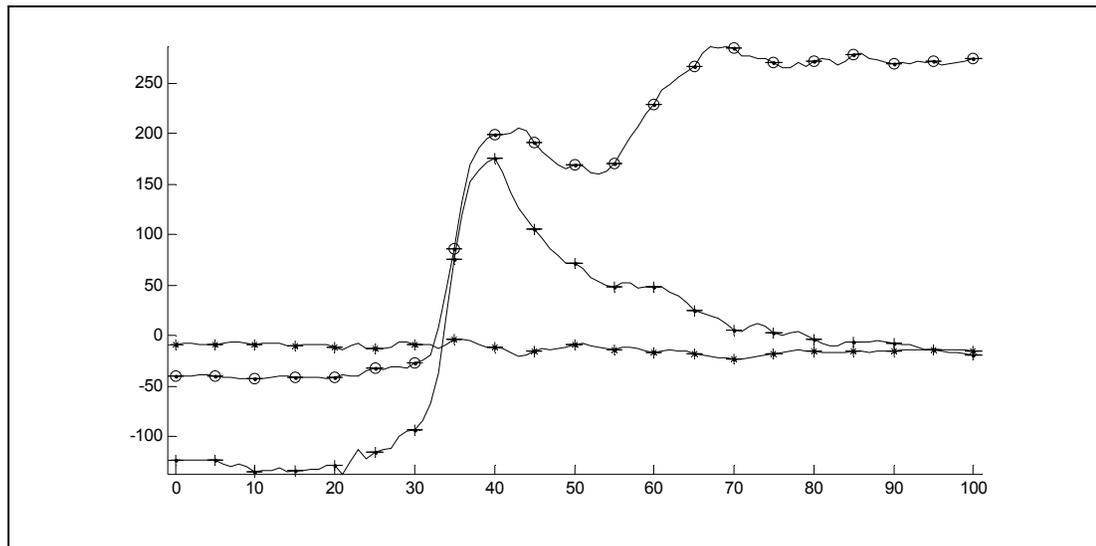


Figure 4.7 Forces de réaction à la hanche droite.

Essai S04 – Scénario NA7

+ : Force X, o : Force Y, * : Force Z

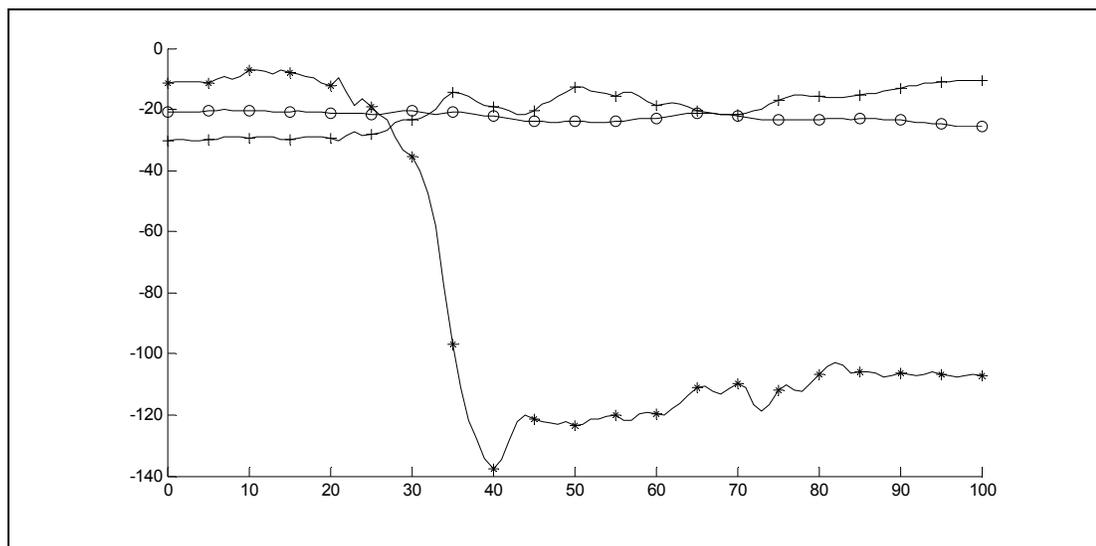


Figure 4.8 Moments articulaires de la hanche droite.

Essai S04 – Scénario NA7

+ : Moment X, o : Moment Y, * : Moment Z

Il en va de même de la force de simulation : l'ensemble de la force virtuelle se concentre dans le pelvis, auquel est attachée la force résiduelle. La force a un effet uniquement sur

les forces et moments faisant partie de la trajectoire formée par la jonction du point d'application (les cuisses) et la force résiduelle (le pelvis) : c'est-à-dire les hanches. Toutes les autres branches de l'arbre cinématique ne sont pas affectées. Ainsi, les forces et moments articulaires aux genoux (comparer la Figure 4.6 à la Figure 4.9) ne sont pas du tout affectés par la force virtuelle, tandis que ceux des hanches (comparer la Figure 4.4 à la Figure 4.7 et la Figure 4.8 à la Figure 4.8) et, conséquemment, la force résiduelle, compensent directement la force virtuelle de simulation.

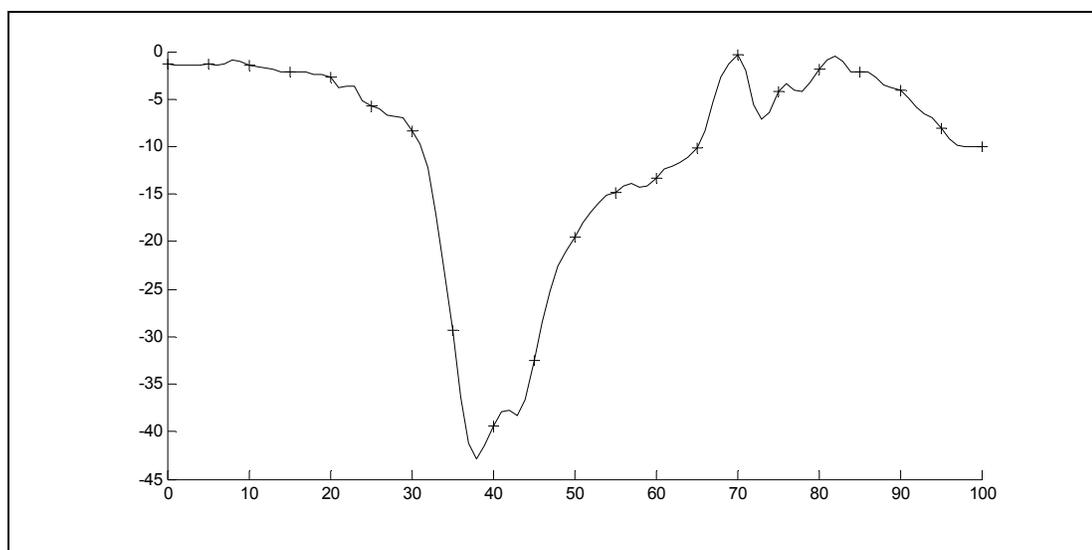


Figure 4.9 Moments articulaire (en Nm) au genou droit.

Essai S04 – Scénario NA7

+ : Moment Z

Les différentes variations de la force, que ce soit en angle (NTH, NTV, NTD), en amplitude (NA3, NA5, NA7) ou en point d'application (NPD, NPP, NPM) génèrent le même type de résultats : une évacuation de la force par la force résiduelle ou « sink » (voir Figure 4.10 et Figure 4.11). En comparant la Figure 4.10 et la Figure 4.11, on remarque que la dernière figure a, comme unique différence, une force résiduelle totale de 1200N supérieure à la première. Or, 1200N correspond au double de la force appliquée sur chaque jambe lors de la simulation NA7, soit 70% de la masse du sujet :

$$70\% \cdot 86.5 \text{ kg} \cdot 9.81 \text{ m/s}^2 \cdot 2.0 = 1187.99 \text{ N}$$

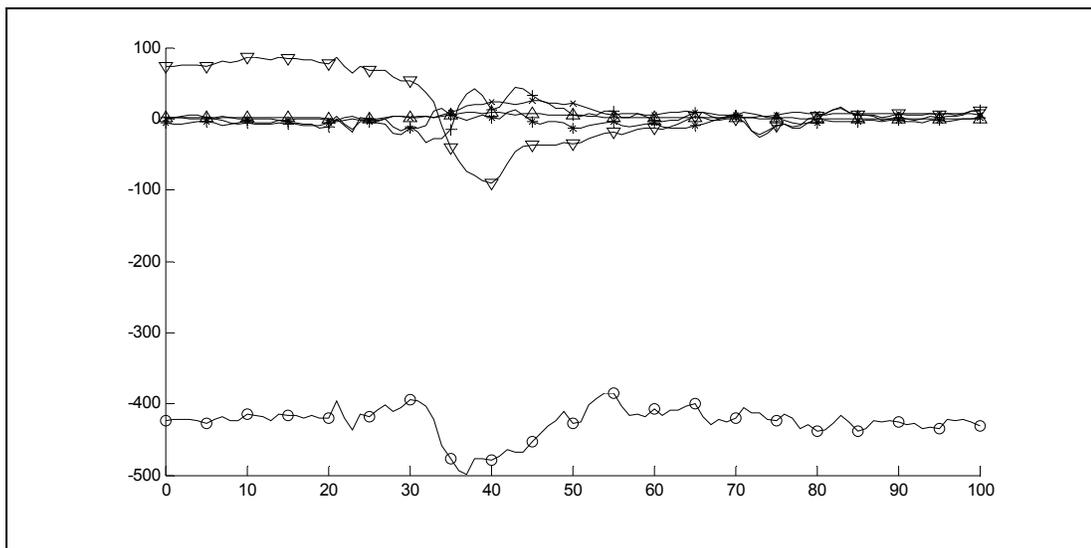


Figure 4.10 Forces et moments résiduels.

Essai S04 – Scénario N0

+ : Force X, o : Force Y, * : Force Z, x : Moment X, Δ : Moment Y, ∇ : Moments Z

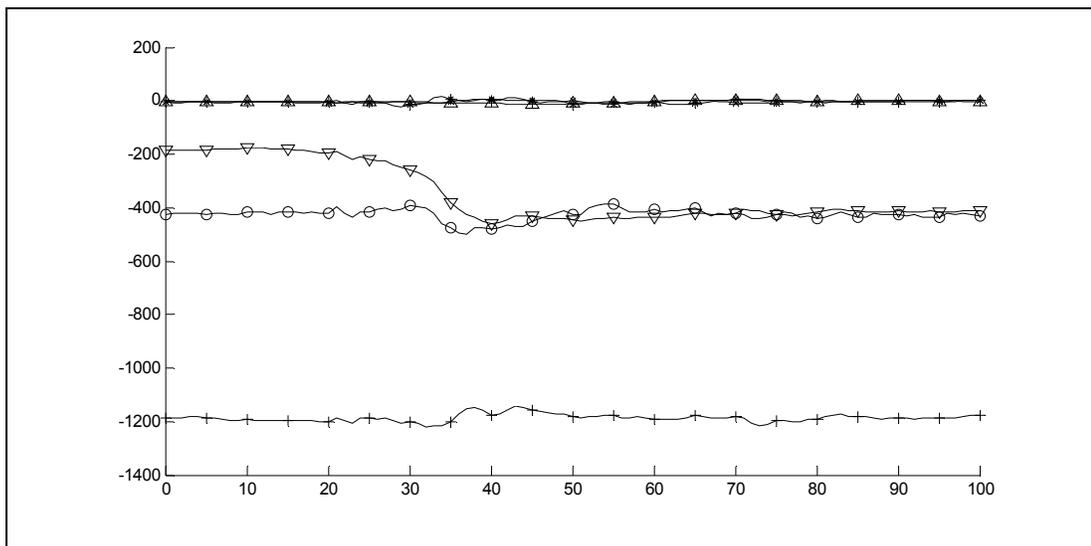


Figure 4.11 Forces et moments résiduels.

Essai S04 – Scénario NA7

+ : Force X, o : Force Y, * : Force Z, x : Moment X, Δ : Moment Y, ∇ : Moments Z

4.3 Avec muscles : Forces et moments de contact

En présence de forces musculaires, il est possible d'estimer la force de contact pour chacune des articulations. La force de contact, ou force os-à-os, correspond à la force de compression que subissent les os tout au long du mouvement. Cette force est présente dans les mêmes axes que les forces de réaction : c'est-à-dire les axes où il n'y a pas de mouvement comme tel. Puisque le modèle ne comporte aucun ligament, les forces de contact estimées combinent les forces os-à-os dus à la géométrie complexe des articulations et les forces ligamentaires : il s'agit des forces qui stabilisent l'articulation.

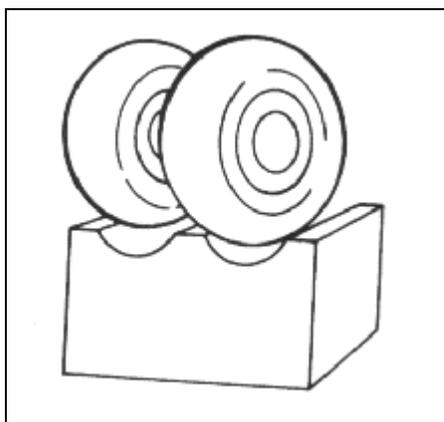


Figure 4.12 Liaison condyloïde.

Dans le cas de la hanche, les ligaments jouent un rôle mitigé, puisque c'est la géométrie de l'acetabulum qui assure la stabilité de l'articulation. Pour le genou, il en va tout autrement : les ligaments jouent un rôle de stabilisation et participent de façon importante tout au long de la flexion du genou (Kucuk, 2006). Cette participation des ligaments est très variable et est fonction de la tâche et de la position du genou (Kucuk, 2006; Griffith, Wijdicks et al., 2009). Il n'est donc pas possible d'estimer quelle proportion de la force de contact serait éliminée par la présence de ligaments sans les inclure dans le modèle. Les forces de contact aux genoux sont donc systématiquement surestimées dans notre modèle. Il est donc plus sage de considérer les valeurs obtenues pour le genou comme un maximum, plutôt que comme une valeur exacte.

En plus des forces de contact, le genou génère des moments de contact. Ceux-ci s'expliquent en partie par le fait que contrairement au modèle (où l'articulation est une liaison rotoïde) la force de contact n'est pas appliquée directement au centre du joint, mais plutôt en deux points sur la géométrie (condyles) de celui-ci. En effet, le genou est une articulation condyloïde (voir Figure 4.12). Le moment est généré par la simplification (et donc l'erreur) sur la position du centre instantané de la liaison, qui change en fonction de l'angle de flexion.

Dans le modèle, l'autre partie de ces moments s'explique par l'absence de ligaments, qui auraient absorbé une partie des forces générant ces moments. Encore ici, il est impossible de savoir quelle proportion des moments aurait été expliquée par l'un ou l'autre de ces deux facteurs. Toutefois, ces moments sont intéressants puisqu'ils sont un indicateur des pressions que subit le genou dans les axes (ou dans les angles) où il ne permet pas de mouvement. Par exemple, un moment de rotation interne implique qu'en l'absence de ligaments ou contraintes ligamentaires, le genou aurait une rotation interne plus importante que celle mesurée/visible.

4.3.1 Sans force virtuelle (M0)

Les forces de contact, et surtout, les forces de contact pendant la transition assis-debout, ont été très peu étudiées. Les premières études sur le sujet, et les plus citées, sont celles d'Ellis et al. (Ellis, Seedhom et al., 1979; Ellis, Seedhom et al., 1984), qui ont trouvé que la force de contact tibio-fémorale maximale était en moyenne de 4.15 à 4.85 fois le PdC. Malheureusement, ce sont les deux seules études trouvées estimant la force de contact au genou pendant la TAD. De plus, celles-ci utilisent un modèle réductionniste et seulement 4 sujets. Il s'agit quand même d'une valeur similaire à celle estimée par notre modèle, qui donne une force de contact (résultante) au genou maximale moyenne de 4.61 ± 0.85 fois le PdC à droite et 4.73 ± 0.75 fois le PdC à gauche. Il n'a pas été possible de trouver, probablement à cause de la complexité de l'articulation, d'études ayant mesuré in vivo,

les forces de contact au genou. La Figure 4.13 montre un exemple de la force de contact au genou pour la tâche complète.

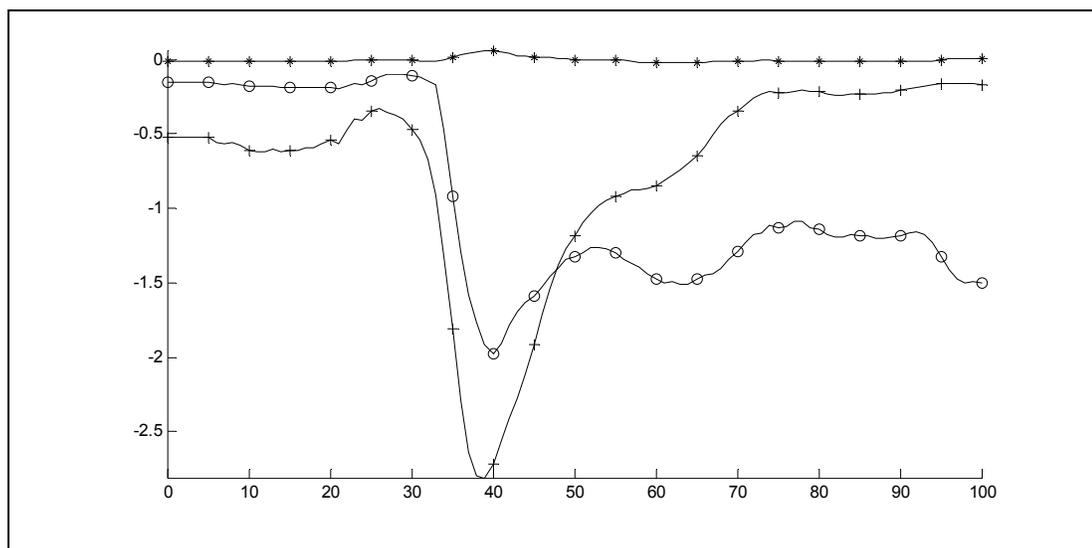


Figure 4.13 Forces de contact au genou (en PdC).

Essai S04 – Scénario M0

+ : Force X, o : Force Y, * : Force Z

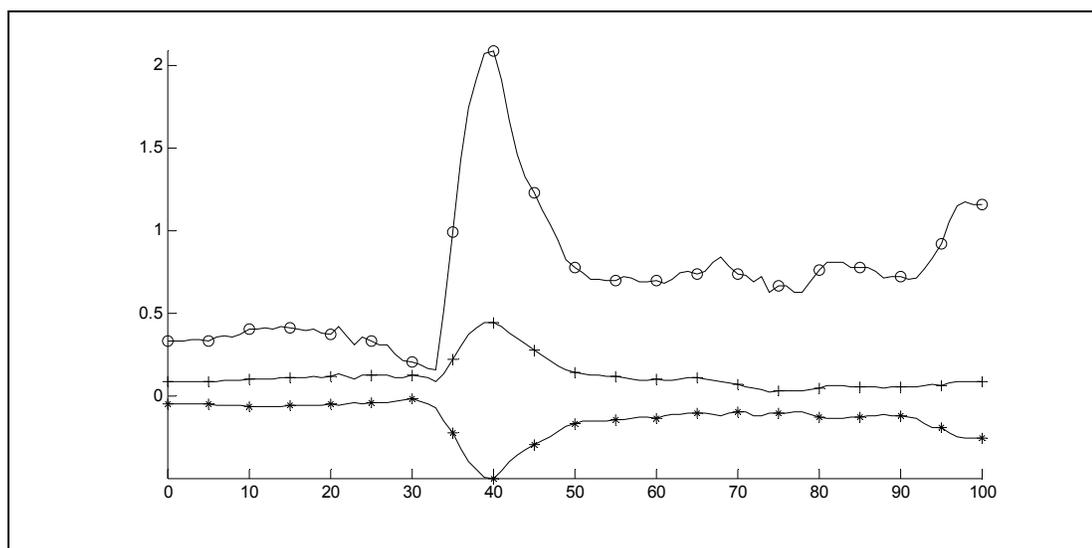


Figure 4.14 Forces de contact à la hanche (en PdC).

Essai S04 – Scénario M0

+ : Force X, o : Force Y, * : Force Z

Les forces de contact à la hanche pendant la TAD, quant à elles, ont été mesurées à au moins deux reprises dans la littérature. La première étude, celle de Bergmann et al.

(Bergmann, Deuretzbacher et al., 2001), mesure une force de contact maximum moyenne de 1.9 fois le PdC et ce, sur deux sujets. La deuxième étude, celle de Stansfield et al. (Stansfield and Nicol, 2002; Stansfield, Nicol et al., 2003), trouve des valeurs très similaires, avec 1.9 fois le PdC sur deux sujets. Il s'agit de valeurs inférieures à celles estimées par notre modèle, soit 2.95 ± 0.74 fois le PdC à droite et 2.97 ± 0.54 fois le PdC à gauche. Il est difficile d'identifier la source de cette différence, puisque les paramètres (hauteur de la chaise, utilisation des appuie-bras, etc.) des études sont rarement mentionnés. Il est intéressant de noter que le modèle de Stanfield surestime lui aussi les forces de contact à la hanche, à 2.2 fois le PdC, ce qui correspond, comme le démontre l'écart type important obtenu, à plusieurs de nos essais (voir Figure 4.14 pour un exemple).

Tableau 4.3 Écart types des forces de contact

Articulation	Écart type
Hanche droite	25.42%
Hanche gauche	18.18%
Genou droit	18.44%
Genou gauche	15.89%
Moyenne	19.48%

L'importante variabilité inter essais de nos forces de contact maximales ($\pm 19.48\%$ en moyenne, voir Tableau 4.3) s'explique en grande partie par la variabilité des moments articulaires maximaux ($\pm 25.72\%$ en moyenne, voir Tableau 4.4).

Tableau 4.4 Écart types des moments articulaires

Articulation	Écart type
Hanche droite	20.93%
Hanche gauche	17.07%
Genou droit	40.74%
Genou gauche	24.14%
Moyenne	25.72%

Au premier abord, cela peut paraître étonnant, puisque les forces maximales de réactions au sol sont très peu variables ($\pm 3.77\%$ à droite, 5.17% à gauche). Toutefois, la vitesse d'exécution de la TAD était, elle, très variable ($\pm 37.09\%$ en moyenne, voir Tableau 4.5) et elle a un impact important sur les moments articulaires (Gross, Stevenson et al., 1998). La variabilité est donc plutôt due à la variabilité de la vitesse d'exécution inter essais.

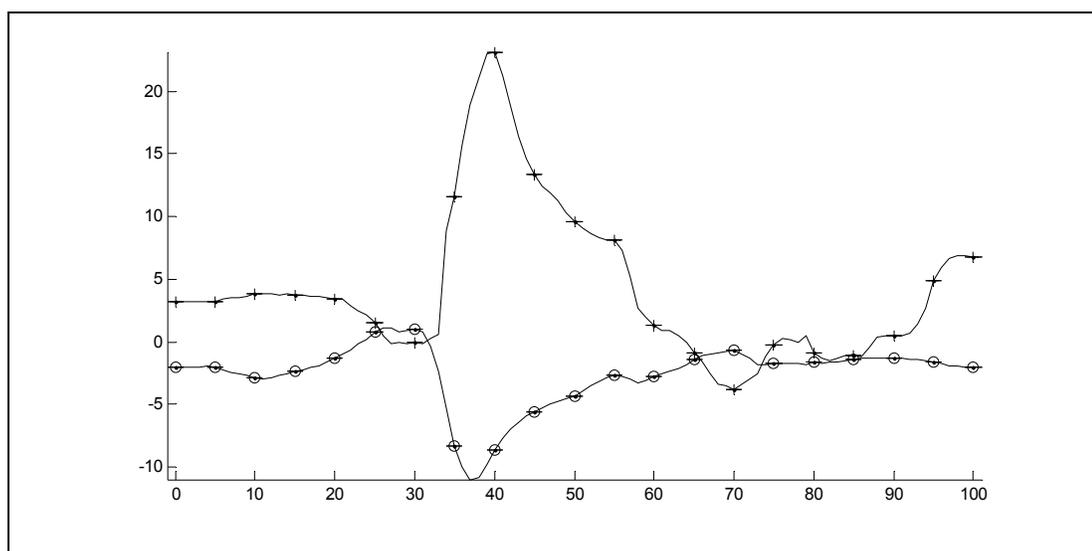


Figure 4.15 Moments de contact au genou droit (en Nm).

Essai S04 – Scénario M0

+ : Moment X, o : Moment Y

On note un moment important (43.89 ± 9.82 Nm) autour de l'axe des X du genou droit (voir Figure 4.15). Il résulte du fait que l'appui, pendant le mouvement, se fait sur le condyle médial du genou plutôt qu'au centre articulaire.

Tableau 4.5 Écarts types des vitesses angulaires

Articulation	Écart type
Hanche droite	50.00%
Hanche gauche	42.42%
Genou droit	28.57%
Genou gauche	27.36%
Moyenne	37.09%

Le moment autour de l'axe des Y s'explique par le fait que, dans le présent modèle, le système d'axes du genou suit, en orientation, celui du fémur. Or, lorsque la flexion du genou est importante (au début du mouvement), le moment d'adduction se fait autour du Y du fémur, pour ensuite se transférer progressivement autour de l'axe des X.

4.3.2 Avec force virtuelle

En présence d'une force virtuelle, les forces et moments de contact augmentent considérablement (voir Figure 4.18, Figure 4.17 et Figure 4.17). Ceci est vrai pour toutes les simulations. Par exemple, pour la simulation MA7, la force totale de contact au genou droit passe de 4.61 ± 0.85 fois le PdC à 7.63 ± 0.90 fois le PdC, une augmentation de 66%. La force de contact totale à la hanche, quant à elle, passe de 4.23 ± 1.08 fois le PdC à 8.79 ± 1.23 , une augmentation de 108%.

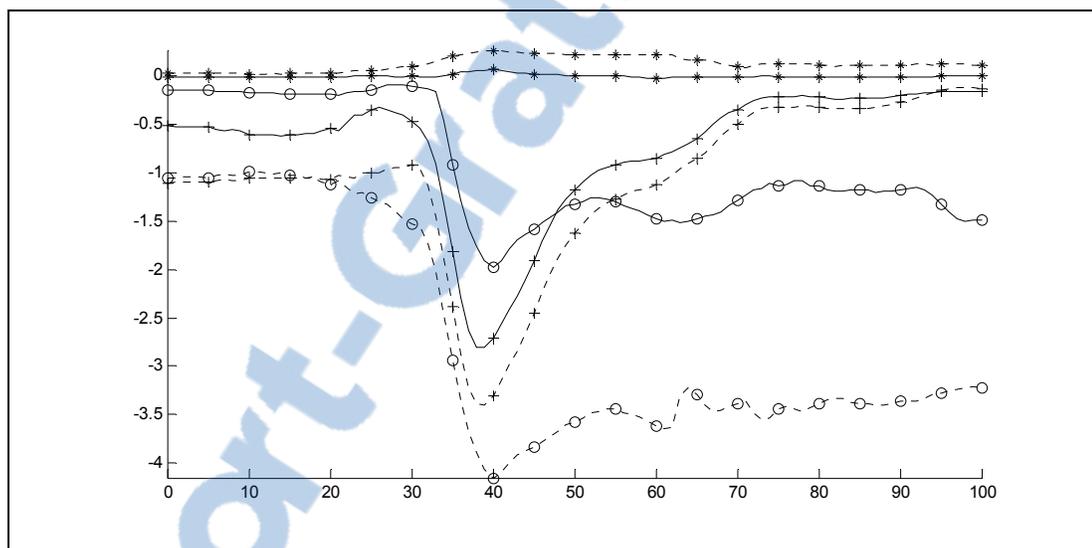


Figure 4.16 Comparaison des forces de contact au genou droit (en PdC).

Essai S04 – Scénario M0 (solides) et MA7 (pointillées)

+ : Force X, o : Force Y, * : Force Z

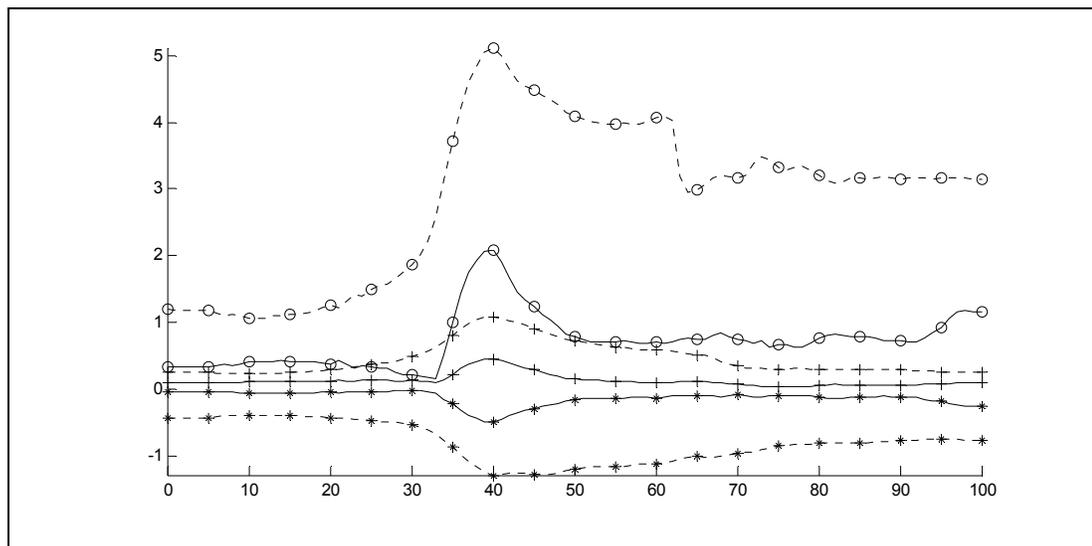


Figure 4.17 Comparaison des forces de contact à la hanche droite (en PdC).

Essai S04 – Scénario M0 (solides) et MA7 (pointillées)

+ : Force X, o : Force Y, * : Force Z

Le moment de contact au genou augmente aussi considérablement (voir Figure 4.16), en passant de 31.61 ± 11.34 Nm à 88.67 ± 15.09 Nm. Il s'agit d'une augmentation de 181% qui s'explique par le fait que la force virtuelle est appliquée au centre de masse de la cuisse, qui est médial au centre du genou. De plus, la force est appliquée vers le haut et les muscles, en réaction à cette force, se contractent de façon plus importante médialement, augmentant conséquemment la décentralisation de la force de réaction.

Pour la hanche, la hausse de la force de réaction n'est pas étonnante, puisque les moments articulaires à la hanche ont augmenté considérablement en présence d'une force virtuelle de simulation (voir 4.2.2). Pour générer ce moment articulaire accru, les muscles doivent générer une force supérieure (voir Figure 4.19), ce qui implique que la force de réaction augmentera conséquemment.

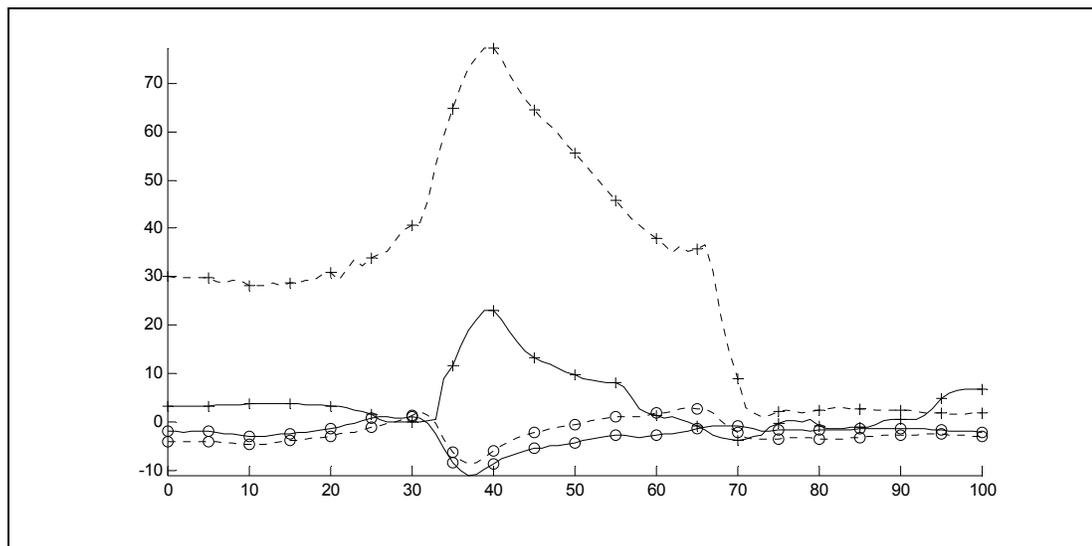


Figure 4.18 Comparaison des moments de contact au genou droit (en Nm).

Essai S04 – Scénario M0 (solides) et MA7 (pointillées)

+ : Moment X, o : Moment Y

Ce qui est plus étonnant c'est l'augmentation des forces (Figure 4.16) et moments (Figure 4.18) de contact au genou, puisque les moments articulaires n'ont pas augmenté en présence d'une force virtuelle de simulation. Il faut toutefois noter que l'augmentation d'activation musculaire est particulièrement importante pour le rectus fémoris et les biceps fémoris (combinaison du longum et breve) (voir Figure 4.19).

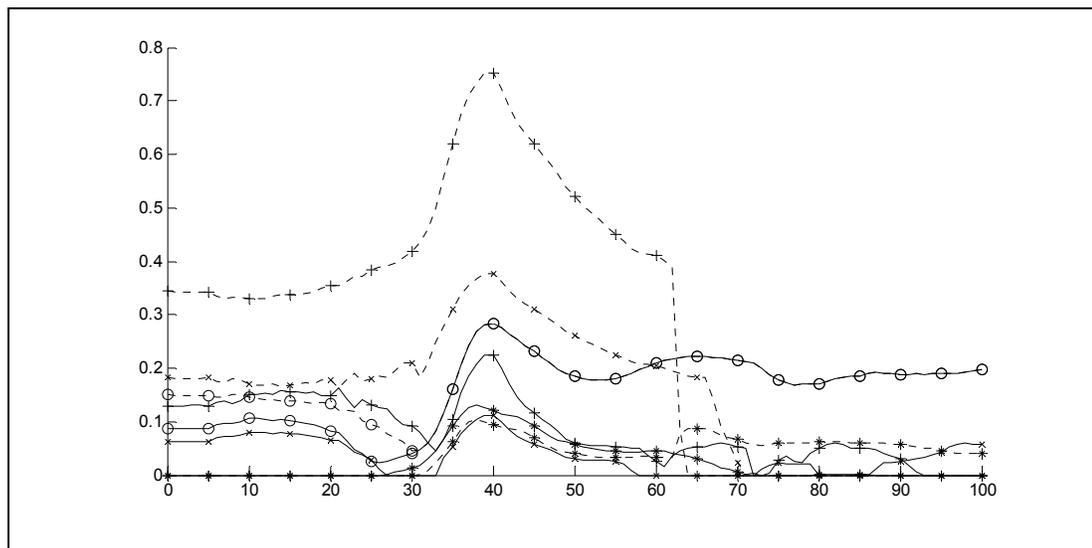


Figure 4.19 Comparaison des niveaux d'activation musculaire (en pourcentage de force maximale).

Essai S04 – Scénario M0 (solides) et MA7 (pointillées)

+ : Rectus Femoris, o : Gastrocnemius, * : Vastii, x : Biceps Femoris

Or, ceux-ci sont des muscles bi-articulaires, actifs sur les genoux, en plus des hanches. Une augmentation des moments aux hanches implique donc une augmentation des moments aux genoux. Ceci correspond aux conclusions de Dorenbosch (Doorenbosch, Harlaar et al., 1994) et (Roebroek, Doorenbosch et al., 1994) : tous deux expliquent que l'activation des muscles mono-articulaires (aux hanches et genoux) dépend des angles de flexion uniquement, tandis que les muscles bi-articulaires réagissent plutôt aux moments articulaires. Ceci suggère que notre modèle, ou, plus spécifiquement, le critère d'optimisation min-max (voir 3.2.4), réagit adéquatement à l'augmentation des moments articulaires, puisque le passage de M0 à MA7 implique justement une modification des moments articulaires, sans modification des angles de flexion.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Les simulations avec forces virtuelles sans muscles (avec muscles aussi, mais de façon moins explicite) mettent en évidence une limite importante du processus de modélisation biomécanique choisi. Le problème se situe plus spécifiquement, dans la méthode choisie pour calculer la dynamique inverse sur le modèle. En effet, notre hypothèse, affirmant qu'il est possible d'ajouter une force virtuelle au modèle sans modifier la force de réaction au sol, est erronée. Bien qu'à priori, les raisons expliquant cette limitation n'étaient pas évidentes, en rétrospective, elles sont assez intuitives : l'ajout d'une force a comme effet de déséquilibrer le sujet (ou modèle) et devrait être compensée dans la force au sol.

Il est toutefois intéressant de constater de quelle façon le modèle a compensé cette force : il l'a éliminée entièrement en la compensant dans la force résiduelle (ou « sink »). La force résiduelle ($F_{rés}$, $M_{rés}$) constitue donc l'erreur de simulation. En effet, en l'absence de force virtuelle (i.e. scénario de simulation N0), cette force correspond à la contribution du *HAT* (F_{HAT} , M_{HAT}) (le head-arms-trunk, ou *HAT*, est le regroupement du haut du corps en un seul segment généralement utilisé pour simplifier la modélisation) combinée à l'erreur de simulation (F_{ϵ} , M_{ϵ}), dûe à l'imperfection de la cinématique, de la mise à l'échelle et de la mesure des forces de réaction au sol :

$$F_{rés} = F_{HAT} + F_{\epsilon} \quad (5.1)$$

$$M_{rés} = M_{HAT} + M_{\epsilon} \quad (5.2)$$

Or, entre deux simulations (scénarios N0 et NA7, par exemple), la contribution du *HAT* au mouvement et aux forces articulaires ne devrait pas changer, puisqu'elle suit exactement la même trajectoire au cours des deux simulations. Ainsi, on peut affirmer que F_{HAT} et M_{HAT} sont indifférents à la présence d'une force virtuelle, tant et aussi longtemps que la cinématique reste identique. En conséquence, ce qui s'adapte à la

présence d'une force virtuelle, ce sont les valeurs F_ε et M_ε : elles absorbent la force virtuelle.

Comment expliquer, alors, que la force virtuelle externe disparaisse entièrement dans ces deux variables, sans effets réels sur le modèle? Il paraît évident que ce comportement n'est pas représentatif de ce qui se passe lorsqu'une force est appliquée sur un sujet effectuant une *TAD*, par exemple. Pour comprendre, et améliorer le modèle, il est nécessaire de questionner la méthode habituelle de poser le problème de dynamique inverse. En effet, ainsi que nous en avons discuté plus tôt (voir 2.1.1), le fait d'ajouter les forces de réaction au sol (ou au siège) sur-contraint le modèle (Hatze, 2002).

Un modèle biomécanique effectuant une tâche n'ayant qu'un seul point de contact avec l'environnement, comme par exemple un squat à une seule jambe ou la phase d'oscillation lors de la marche, est un problème bien posé, permettant une résolution sans données externes de force (tel que les forces de réaction au sol) (Zatsiorsky, 2002). Ceci s'explique car on peut écrire les équations de dynamique inverse sous la forme :

$$\overline{F}_i^P + \overline{F}_i^D + m_i \overline{g} + \overline{F}_i^A - \overline{F}_i = 0, i \in [1, N] \quad (5.3)$$

$$\left(\overline{r}_i^{PG} \times \overline{F}_i^P \right) + \left(\overline{r}_i^{DG} \times \overline{F}_i^D \right) + \left(\overline{r}_i^{AG} \times \overline{F}_i^A \right) + M_i^P + M_i^D + M_i^A - M_i = 0, i \in [1, N] \quad (5.4)$$

où \overline{F}_i^D , \overline{F}_i^P , \overline{F}_i^A et \overline{F}_i sont les forces distales, proximales, externes et totales s'appliquant sur le segment i et où M_i^D , M_i^P , M_i^A et M_i sont les moments distaux, proximaux, externes et totaux s'appliquant sur le segment i et où \overline{r}_i^{PG} , \overline{r}_i^{DG} et \overline{r}_i^{AG} sont les bras de levier des forces par rapport au CdM du segment i . La force \overline{F}_i n'a pas de bras de levier, puisqu'elle est appliquée directement sur le CdM du segment.

Ces équations mettent en évidence $8N$ inconnus (où N est le nombre de segments) c'est-à-dire quatre forces (\overline{F}_i^D , \overline{F}_i^P , \overline{F}_i^A et \overline{F}_i) et quatre moments (M_i^D , M_i^P , M_i^A et M_i) par segments. Or, ces variables sont sujettes à des contraintes cinématiques scléronômes (ou

de liaisons, voir 3.3.4) ou holonômes (ou de pilotage, voir 3.5). Les liaisons génèrent $2(N-1)$ équations, puisqu'elles lient les segments entre eux par paires. Les contraintes de pilotages, quant à elles, ajoutent $2N$ équations, définissant l'accélération linéaire et angulaire de chacun des segments. Ainsi, si on décompte les équations, on obtient un total de $6N-2$: N provenant des équations (5.3), N provenant des équations (5.4) et $4N-2$ provenant des contraintes cinématiques. Il nous manque donc toujours $4N+2$ équations pour avoir un problème bien posé.

Si on considère le segment $i=s$ comme le corps ayant un point de contact au sol (un pied par exemple) et puisqu'on sait qu'il n'y a que ce segment qui subit une force externe (de réaction au sol), alors on peut ajouter $2(N-1)$ équations :

$$\overline{F}_i^A = 0, i \neq s \quad (5.5)$$

$$M_i^A = 0, i \neq s \quad (5.6)$$

Enfin, le premier ($i=1$) et le dernier ($i=N$) segment de la chaîne (le pied et la tête, par exemple), n'ont ni force ni moment distal, ce qui ajoute 4 équations :

$$\overline{F}_i^D = 0, i \in \{1, N\} \quad (5.7)$$

$$M_i^D = 0, i \in \{1, N\} \quad (5.8)$$

En ajoutant ces dernières équations aux premières, on obtient $N + N + (4N-2) + 2(N-1) + 4 = 8N$ équations : le système est bien posé.

La nature du problème change lorsqu'on ajoute une deuxième force de réaction (au sol). En effet, l'ajout d'un deuxième point de contact implique une deuxième force externe. On se doit donc de réécrire les équations (5.5) et (5.6) comme suit:

$$\overline{F}_i^A = 0, i \notin \{s_1, s_2\} \quad (5.9)$$

$$M_i^A = 0, i \notin \{s_1, s_2\} \quad (5.10)$$

où s_1 et s_2 correspondent aux segments ayant une force de réaction. À ce moment-ci, le problème devient mal posé (sous contraint), puisque qu'il subsiste toujours $8N$ inconnus tandis que le nombre d'équations a été réduit à $8N - 2$.

La solution généralement admise (et celle que nous avons adoptée) consiste à mesurer les forces de réaction (au sol, par exemple), de sorte que :

$$\overrightarrow{F}_{s_1}^A = \overrightarrow{f}_{R_1}^F \quad (5.11)$$

$$M_{s_1}^A = f_{R_1}^M \quad (5.12)$$

$$\overrightarrow{F}_{s_2}^A = \overrightarrow{f}_{R_2}^F \quad (5.13)$$

$$M_{s_2}^A = f_{R_2}^M \quad (5.14)$$

Toutefois, on ne fait qu'inverser le problème, sans le résoudre : le problème est maintenant mal posé (sur contraint), puisqu'il y a $8N + 2$ équations. Ceci implique que les forces et moments de réaction ne sont pas indépendants les uns des autres. D'où la nécessité d'ajouter une force résiduelle, ou « sink », qui consiste à reformuler les équations (5.7) et (5.8) :

$$\overrightarrow{F}_i^D = 0, i = 1 \quad (5.15)$$

$$M_i^D = 0, i = 1 \quad (5.16)$$

Cette nouvelle formulation laisse la force et le moment distal du dernier segment ($i = N$), libres. Enfin, on pose, à des fins de lisibilités :

$$\overrightarrow{F}_{rés} = \overrightarrow{F}_i^D, i = N \quad (5.17)$$

$$M_{rés} = M_i^D, i = N \quad (5.18)$$

Comme la plupart des modèles de dynamique inverse, le notre souffre d'être mal posé (sur contraint) et requiert la présence de forces et moments résiduels. Or, nos simulations nous ont amenés à comprendre que l'ajout d'une force virtuelle à un modèle où les forces de réaction au sol sont fixées, équivaut à ajouter une erreur. En effet, si on ajoute une

force virtuelle \overline{F}_i^V sur le segment i dans un système bien posé, celui-ci ne l'est plus (il devient sur contraint) puisque le nombre d'équations dépasse le nombre d'inconnus. Il nous a donc fallu, pour résoudre ce système, ajouter une force et un moment résiduels. Toutefois, la force résiduelle ne sera qu'une transmission directe de la force virtuelle d'un segment à l'autre. Ainsi, elle est en fait une force de réaction à l'erreur, causée par la force virtuelle, transmise de segment en segment par les contraintes cinématiques. Bien que la force résiduelle ait un impact sur les valeurs individuelles des forces et moments de plusieurs segments, le choix de sa position n'a aucun impact sur le problème en général, puisque dans un problème bien posé, ou dans un modèle idéal parfait, la force résiduelle serait inexistante. On aurait donc pu, en remplacement des équations (5.17) et (5.18) écrire :

$$\overline{F}_{rés} = \overline{F}_i^A \quad (5.19)$$

$$M_{rés} = M_i^A \quad (5.20)$$

sans égard à la valeur de i , de sorte que le point d'application est sur n'importe quel segment.

On peut démontrer le fait que la force résiduelle est une force de réaction à la force virtuelle en réduisant le problème à un système ayant un seul segment, tombant dans le vide ($\overline{F}_1 = m_1 \overline{g}$), où la force virtuelle, comme la force externe, sont appliquées au centre de masse ($r_1^{AG} = r_1^{DG} = 0$) :

$$\left. \begin{array}{l} \overline{F}_1^P + \overline{F}_1^D + m_1 \overline{g} + \overline{F}_1^A - \overline{F}_1 = 0 \\ \overline{F}_{rés} = \overline{F}_1^D \\ \overline{F}_1^P = 0 \\ \overline{F}_1^V = \overline{F}_1^A \\ \overline{F}_1 = m_1 \overline{g} \end{array} \right\} \rightarrow \overline{F}_{rés} = -\overline{F}_1^V \quad (5.21)$$

et pour les moments :

$$\left. \begin{array}{l} M_1^P + M_1^D + M_1^A - M_1 = 0 \\ \overline{M}_{rés} = \overline{M}_1^D \\ \overline{M}_1^P = 0 \\ \overline{M}_1^V = \overline{M}_1^A \\ \overline{M}_1 = 0 \end{array} \right\} \rightarrow \overline{M}_{rés} = -\overline{M}_1^V \quad (5.22)$$

Dans une chaîne cinématique plus longue où la force résiduelle ne serait pas placée directement sur le point d'application de la force virtuelle, on obtient simplement une transposition de la force, d'un système de référence à l'autre. Le calcul du moment résiduel, cependant, est un peu plus complexe à cause des différents bras de levier en jeu, (première moitié de l'équation (5.4)) mais la logique reste la même.

Pour bien comprendre ce qui se passe dans la simulation N0 par opposition aux autres simulations sans muscles, il faut séparer la force de réaction au sol mesurée (utilisée en entrée au modèle) en deux parties. Pour simplifier l'analyse, nous supposons que notre modèle a une seule force de réaction au sol (\overline{F}_s^A). Tel que démontré plus haut, le problème pourrait être résolu sans l'utilisation de la force résiduelle. Toutefois, on décide de la garder, afin de spécifier que la force de réaction au sol (\overline{F}_s^A) a été mesurée par une plateforme de force (\overline{f}_R^F) : $\overline{F}_s^A = \overline{f}_R^F$. On pourrait alors considérer que la force mesurée est décomposée en deux parties : la première est la force qu'aurait trouvée le modèle en l'absence de cette nouvelle contrainte (\overline{F}_s^A), l'autre est la différence entre cette dernière valeur et la force mesurée (\overline{F}_s^Δ) :

$$\overline{f}_R^F = \overline{F}_s^A + \overline{F}_s^\Delta \quad (5.23)$$

Une autre façon de considérer ce problème serait de considérer les deux forces de l'équation (5.23) séparément et de reposer le problème comme étant l'ajout, au système, d'une force virtuelle \overline{F}_s^Δ appliquée au même endroit que la force de réaction au sol. Puisque cette force virtuelle, \overline{F}_s^Δ , qui est la différence entre la force de réaction du

modèle et celle mesurée (ou tout simplement, l'erreur du modèle), sera exactement compensée par la force résiduelle, on peut conclure que la force résiduelle est l'erreur de simulation.

Si, ensuite, on ajoute une force virtuelle, comme nous l'avons fait dans les scénarios avec forces externes, on obtient simplement :

$$\overline{F}_{rés} = -A_1^{rés} \overline{F}_1^V - A_s^{rés} \overline{F}_s^\Delta \quad (5.24)$$

où $A_1^{rés}$ est la matrice de transformation permettant de passer du système de référence du point d'application de la force virtuelle jusqu'au point d'application de la force résiduelle, et $A_s^{rés}$ est la matrice de transformation permettant le passage entre le point d'application de la force au sol et la force résiduelle. Ce transfert de la force virtuelle (\overline{F}_i^V) et différentielle (\overline{F}_s^Δ) vers la force résiduelle ($\overline{F}_{rés}$) a pour conséquence de modifier les moments et forces de réaction tout au long de la trajectoire. Toutefois, le choix de la position de la force résiduelle étant arbitraire, le choix d'une autre position pour cette force résiduelle (sur les pieds plutôt que sur la tête, par exemple) aurait des conséquences complètement différentes sur la solution trouvée par l'optimisation musculaire.

Ainsi que nous l'avons démontré, dans un cas purement théorique où un modèle complexe, à plusieurs points de contact, serait parfait (et toutes les mesures utilisées pour le piloter aussi), la force et le moment résiduel seraient nuls (Hatze, 2002) ; on sait d'ailleurs que la force résiduelle n'est pas présente dans la nature et qu'elle n'est en fait, qu'un outil de résolution numérique. Dans ce cas, la force mesurée serait semblable en tous points à la force de réaction estimée par le modèle. L'utilisation des données de plateformes de force dans le modèle resterait valable même si celui-ci est sur contraint, puisque toutes les contraintes seraient tout de même respectées. Puisque dans un tel cas la force différentielle (\overline{F}_s^Δ) et la force résiduelle ($\overline{F}_{rés}$) seraient nulles, le choix du point d'application de la force résiduelle n'aurait aucune importance. C'est en présence d'imperfections (certes inévitables) dans le modèle, que la position de la force résiduelle

affecte les résultats. Or, notre modèle ne fait pas exception, il est imparfait. Par conséquent, les forces de réaction au sol, lorsque nous les avons ajoutées au modèle, ont généré une force résiduelle qui a modifié, sur son parcours, les moments articulaires.

Nous avons conclu, précédemment, que les forces de réaction au sol ne sont pas des variables indépendantes les unes des autres puisque l'ajout de celles-ci sur-contraint le problème. Par conséquent, on peut reformuler nos équations de forces et moments de réaction, en généralisant à k forces, comme suit :

$$\overline{F}_{s_i}^A = \lambda_i \overline{F}, k \in [1, k] \quad (5.25)$$

$$M_{s_i}^A = \gamma_i M, i \in [1, k] \quad (5.26)$$

où \overline{F} et M sont une force et un moment de réaction total, distribué de sorte que :

$$\sum_i^k \lambda_i = 1 \quad (5.27)$$

$$\sum_i^k \gamma_i = 1 \quad (5.28)$$

où λ_i et γ_i sont des coefficients de distribution de la force. On ajoute donc deux équations au lieu de quatre. Effectivement, si ces coefficients de distribution sont connus, on retrouve un problème bien posé à $8N + 2k$ inconnus et $8N + 2k$ équations.

Les coefficients de distribution de la force sont des fonctions quelconques, sur lesquelles on ne peut, à priori, rien affirmer. Ils représentent la façon dont le sujet distribue son poids tout au long de la tâche et ils sont la concrétisation, au niveau des forces de réaction, de la stratégie d'équilibre de l'être humain. Ces coefficients dépendent de la nature de la tâche, du sujet (taille, poids, état physique, etc.) et de l'instant présent.

Il est important de noter que ces coefficients sont très difficiles, voir impossible à identifier de façon absolue. Aucune fonction ne peut prédire la valeur des coefficients dans toutes les conditions. De plus, ils changent à tout instant de la tâche. Cela s'explique

par le fait qu'il n'est pas possible de connaître l'exacte stratégie d'équilibre qu'utilise le corps humain pour effectuer une tâche. Toutefois, il est possible, à partir des données de plateformes de force, de mesurer la distribution de la force de réaction qu'a produit le sujet pour la tâche, lors de la simulation en question. Pour une cinématique donnée, la stratégie de distribution du poids (mesurable par les plateformes de force) du sujet pour la tâche, se résume à une proportion de distribution des forces de contact sur les différentes plateformes de force. De sorte que :

$$\lambda_i(t) = \frac{\overrightarrow{f_{R_i}^F}(t)}{\sum_{i=1}^N \overrightarrow{f_{R_i}^F}(t)}, i \in [1, N] \quad (5.29)$$

$$\gamma_i(t) = \frac{f_{R_i}^M(t)}{\sum_{i=1}^N f_{R_i}^M(t)}, i \in [1, N] \quad (5.30)$$

et où à tout moment, on peut démontrer que :

$$\sum_{i=1}^N \lambda_i(t) = 1 \quad (5.31)$$

$$\sum_{i=1}^N \gamma_i(t) = 1 \quad (5.32)$$

De cette façon, on extrait des forces de contact, la stratégie utilisée pour la tâche, sans pour autant induire une erreur d'estimation des forces de réaction au sol, qui serait due à l'imperfection du modèle (voir ANNEXE 1 pour un exemple d'utilisation des coefficients). Les forces et moments de réaction au sol générés par le modèle représenteront ceux qu'aurait générés un sujet ayant les caractéristiques exactes du modèle. Toutes différences entre les forces et moments de réaction mesurées (plateformes de force) et ceux calculés (modèle), sont directement imputable à deux causes : 1) l'imperfection de la mesure de la cinématique et 2) l'imperfection du modèle. Ceci a comme avantage d'éliminer une source d'erreur : l'erreur causée par la propagation de la force différentielle ($\overline{F_s^\Delta}$) et le choix de son point d'application.

L'impact de l'élimination de la force résiduelle et donc, de son effet le long de la trajectoire $\overrightarrow{F_s^\Delta} - \overrightarrow{F_{rés}}$, aura comme conséquence, la réduction des moments articulaires et des forces de réaction et, par conséquent, la réduction de la force de contact lors de simulations avec muscles. Il serait intéressant de ré-estimer les forces de contact que générerait le modèle proposé dans la présente étude, si celui-ci se conformait à la méthode proposée. Il serait alors possible de vérifier si la surestimation des forces de contact obtenues, serait expliquée par l'importante force résiduelle observée (et pourrait donc être éliminée grâce à la technique proposée). De plus, les simulations avec forces virtuelle seraient d'autant plus intéressantes, puisque les forces et moments de réaction au sol s'ajusteraient, plutôt que de simplement fuir dans la force résiduelle. De façon plus spécifique, on observerait probablement une diminution des forces de contact à la hanche plutôt qu'une augmentation, comme c'est le cas avec le présent modèle (les instructions spécifiques et limitations relatives à l'implémentation de ces coefficients dans l'AMS sont en ANNEXE 2).

CONCLUSION

La présente étude avait comme objectifs, tout d'abord d'estimer les forces de contact aux hanches et aux genoux lors de la transition assis-debout (*TAD*), et ensuite, de simuler l'effet qu'aurait une force virtuelle appliquée sur les cuisses, sur ces forces de contacts. Une hypothèse a été émise stipulant que les forces de réaction au sol n'ont pas à être modifiées pour estimer l'effet de la force virtuelle.

Un modèle musculo-squelettique du membre inférieur, comprenant 7 segments (pieds, jambes, cuisses et pelvis) et 70 muscles, adapté du dépôt de l'Anybody Modeling System (*AMS*) a été utilisé pour simuler la *TAD*. La cinématique des marqueurs provient d'une étude précédente, effectuée par l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (*IRGLM*). La préparation des données comprend le filtrage des données des marqueurs et des plateformes de forces, la transformation des systèmes d'axes de celui de l'*IRGLM* vers celui de l'*AMS*, et la reconstruction des systèmes de référence des différents segments à partir des différents marqueurs. L'adaptation du modèle de l'*AMS* comprend la redéfinition des contraintes cinématiques de pilotage, la mise à l'échelle des segments, l'incorporation des forces de réaction au sol et l'incorporation d'une force virtuelle.

Le premier objectif, nommément, l'estimation des forces de contact lors de la *TAD*, a été atteint. En effet, à la hanche, ces forces ont été estimées à 2.95 ± 0.74 fois le poids du corps (*PdC*) à droite et 2.97 ± 0.54 fois le *PdC* à gauche. Bien que ces valeurs soient plus élevées que celles mesurées par des prothèses instrumentées (Bergmann, Deuretzbacher et al., 2001; Stansfield, Nicol et al., 2003), elles sont, lorsqu'on prend en compte la variabilité, relativement proche des 1.9 fois le *PdC* mesurés par ces études. Les forces de réaction aux genoux sont très représentatives des forces trouvées dans la littérature, c'est-à-dire 4.61 ± 0.85 fois le *PdC* à droite et 4.73 ± 0.75 fois le *PdC* à gauche. Toutefois, la seule étude (Ellis, Seedhom et al., 1984) ayant estimé ces forces de contact lors de la *TAD* n'a que quatre sujets et utilise un modèle réductionniste. Elle trouve des forces de contact aux genoux de 4.15 à 4.85 fois le *PdC*.

Le deuxième objectif, nommément, l'estimation de l'effet d'une force virtuelle appliquée aux cuisses sur les forces de contact, n'a pas été atteint. En effet, la force virtuelle appliquée s'est retrouvée entièrement absorbée par la force résiduelle du modèle. En conséquence, il est nécessaire de considérer l'hypothèse de modélisation, qui stipule que la force de réaction au sol est une variable indépendante à la force virtuelle, comme fausse.

Ces résultats ont permis de mettre en évidence un problème fondamental de la dynamique inverse sur un modèle à plusieurs forces de réaction (provenant de plateformes de force, par exemple), c'est-à-dire l'utilisation d'une force résiduelle. L'ajout de plus d'une force de réaction rendant le modèle sur-contraint, il devient nécessaire d'ajouter une force résiduelle pour augmenter le nombre de variables inconnues (Hatzel, 2002). Or, nos simulations avec force virtuelle ont démontré que cette pratique a pour effet d'augmenter les forces de réaction tout au long de la trajectoire, sur la chaîne cinématique, entre la force de réaction et la force résiduelle. Il a été démontré que non seulement les forces de réaction ne sont pas indépendantes d'une force virtuelle, mais qu'elles ne le sont pas non plus les unes des autres. En fait, l'application d'une force virtuelle amplifie l'erreur entre la force de réaction que le modèle aurait naturellement générée, et la force qui a été imposée par l'introduction des données des plateformes de force.

En proposant une équation décrivant la relation entre les différentes forces de réaction, il est possible d'éliminer la force résiduelle, autrement rendue nécessaire par la sur-contrainte du problème. Celle-ci enlevée, on élimine l'erreur observable sur la trajectoire entre la force virtuelle et la force résiduelle, décrite ci-haut. Pour évaluer la précision de la simulation, il est ensuite possible de comparer les forces de réaction générées par le modèle, à celles mesurées, puisqu'un modèle idéal, parfait, aurait en sortie, exactement les mêmes forces de réaction que celles mesurées par la plateforme de force. Il est important de souligner, toutefois, que bien qu'une différence entre les valeurs simulées et celles mesurées, soit un indicateur clair de l'imperfection du modèle, une similarité entre les deux courbes ne garantit nullement la qualité ou le réalisme du modèle.

Notre étude recommande donc d'utiliser la relation de proportion entre les forces et moments de réaction au sol, surnommés « coefficients de distribution », plutôt que les forces et moments de réaction directement. Toutefois, bien que notre étude maintienne que d'utiliser ces coefficients, diminuera les forces et moments de réaction calculés, elle ne peut s'en assurer puisque la solution proposée n'a pas été implémentée. Afin de vérifier cette affirmation, il sera nécessaire de modifier le modèle développé, pour y inclure les coefficients de distribution et re-comparer les résultats, aux résultats disponibles dans la littérature et à ceux générés sans ces coefficients.

ANNEXE I

Exemple d'utilisation des coefficients de distribution de la force de réaction

Pour clarifier la signification et l'utilisation des coefficients de distribution de la force, deux exemples sont données, la TAD et la marche, démontrant comment on peut formuler un problème bien posé grâce à ces coefficients.

La transition assis-debout

En supposant la symétrie du mouvement (Lundin, Grabiner et al., 1995) et en s'intéressant uniquement à la période suivant le départ du siège (« seat-off »), seules deux forces sont présentes : une sur chacun des pieds. Ainsi, on peut poser nos équations de forces et moments de réaction comme suit :

$$\overrightarrow{F}_{s_i}^A = \lambda_i \overrightarrow{F}, k \in [1, 2] \quad (5.33)$$

$$M_{s_i}^A = \gamma_i M, i \in [1, 2] \quad (5.34)$$

$$\lambda_1 = \lambda_2 = \gamma_1 = \gamma_2 = \frac{1}{2} \quad (5.35)$$

La marche

La marche est particulière puisqu'elle comporte des périodes à double support et d'autres à support simple. Pendant les périodes à support simple, une seule des forces de réaction est active. En contre partie, pendant la phase de double support, la relation entre les deux forces n'est ni constante, ni triviale. En utilisant p comme paramètre représentant la fraction du cycle de la marche, $\overrightarrow{f}_{R_g}^F(p)$ et $\overrightarrow{f}_{R_d}^F(p)$ comme étant les forces au sol mesurées à gauche et à droite respectivement et $f_{R_d}^M(p)$ et $f_{R_d}^M(p)$ comme étant les coefficients de

force ($\lambda_i(p)$) et moment ($\gamma_i(p)$) du pied gauche et du pied droit, on pourrait calculer les coefficients comme suit :

$$\lambda_i(p) = \frac{\overline{f_{R_i}^F}(p)}{\sum_i^{\{g,d\}} \overline{f_{R_i}^F}(p)}, i \in \{g, d\}, p \in [0, 1] \quad (5.36)$$

$$\gamma_i(p) = \frac{f_{R_i}^M(p)}{\sum_i^{\{g,d\}} f_{R_i}^M(p)}, i \in \{g, d\}, p \in [0, 1] \quad (5.37)$$

de sorte qu'il serait possible de démontrer que :

$$\sum_i^{\{g,d\}} \lambda_i(p) = 1, p \in [0, 1] \quad (5.38)$$

$$\sum_i^{\{g,d\}} \gamma_i(p) = 1, p \in [0, 1] \quad (5.39)$$

ANNEXE II

Inclusion des coefficients de distribution de la force de réaction dans un modèle AMS

Pour vérifier ces hypothèses, il faudrait inclure le concept de coefficients de distribution de la force dans le modèle de l'AMS. Pour ce faire, on enlèverait les forces et moments de réaction au sol de chacun des pieds:

```
// Plate reaction force
AnyFolder ReactionForce_RightFoot = {
  AnySeg &COP = Main.Trial.ForcePlates.RFloor.ForceCOP;
  AnySeg &Seg = Main.HumanModel.BodyModel.Right.Leg.Seg.Foot;
  #include "FPReactionForce.any"
}; // ReactionForce_RightFoot

AnyFolder ReactionForce_LeftFoot = {
  AnySeg &COP = Main.Trial.ForcePlates.LFloor.ForceCOP;
  AnySeg &Seg = Main.HumanModel.BodyModel.Left.Leg.Seg.Foot;
  #include "FPReactionForce.any"
}; // ReactionForce_LeftFoot
```

Drivers.any:231

```
AnyReacForce FPReaction = {
  AnyKinLinear Lin = {
    AnySeg &COP = ..COP;
    AnySeg &Foot = ..Seg;
  }; // Lin

  AnyKinRotational Rot = {
    AnySeg &COP = ..COP;
    AnySeg &Foot = ..Seg;
    Type = RotVector;
  }; // Rot
}; // FPReaction
```

FPReactionForce.any :1

On remplacerait ensuite ceux-ci par une force de réaction qui serait distribuée sur les deux pieds, en combinant deux mesures linéaires et deux mesures rotationnelles :

```
AnyKinMeasureLinComb linCombMeasure = {
  AnyKinLinear rightFoot = {
    AnyRefFrame &COP = Main.Trial.ForcePlates.RFloor.ForceCOP;
    AnyRefFrame &Seg = Main.HumanModel.BodyModel.Right.Leg.Seg.Foot;
  };
  AnyKinLinear leftFoot = {
    AnyRefFrame &COP = Main.Trial.ForcePlates.LFloor.ForceCOP;
    AnyRefFrame &Seg = Main.HumanModel.BodyModel.Left.Leg.Seg.Foot;
  };
};
```

```

Coef = {
  {A1, 0, 0, 1-A1, 0, 0},
  {0, A2, 0, 0, 1-A2, 0},
  {0, 0, A3, 0, 0, 1-A3}
};
Const = {0, 0, 0};
}; // linCombMeasure

AnyKinMeasureLinComb rotCombMeasure = {
  AnyKinRotational rightFoot = {
    AnyRefFrame &COP = Main.Trial.ForcePlates.RFloor.ForceCOP;
    AnyRefFrame &Seg = Main.HumanModel.BodyModel.Right.Leg.Seg.Foot;
    Type = RotAxesAngles;
  };
  AnyKinRotational leftFoot = {
    AnyRefFrame &COP = Main.Trial.ForcePlates.LFloor.ForceCOP;
    AnyRefFrame &Seg = Main.HumanModel.BodyModel.Left.Leg.Seg.Foot;
    Type = RotAxesAngles;
  };

  Coef = {
    {B1, 0, 0, 1-B1, 0, 0},
    {0, B2, 0, 0, 1-B2, 0},
    {0, 0, B3, 0, 0, 1-B3}
  };
  Const = {0, 0, 0};
}; // rotCombMeasure

AnyReacForce force = {
  AnyKinMeasure &moments = .rotCombMeasure;
  AnyKinMeasure &forces = .linCombMeasure;
  Type = {On, On, On, On, On, On};
}; // force

```

Dans l'AnyScript ci-haut, les coefficients de forces portent les noms A1, A2, et A3. Ils sont constants et appliqués à chacun des axes, distinctivement. Pour leurs parts, les coefficients de moments portent les noms B1, B2, et B3. Ils sont aussi constants et appliqués à chacun des axes distinctivement. Idéalement, ces coefficients seraient évalués à chaque instant de simulation, par à une fonction variant dans le temps.

Dans la version 2.0 de l'AMS, il n'est pas possible de fournir des coefficients non constants à la classe *AnyKinMeasureLinComb*. On ne peut donc pas, en utilisant uniquement l'AMS, implémenter des coefficients de distribution des forces de réaction non constants.

Une méthode permettant d'obtenir les forces musculaires pour un modèle utilisant les coefficients de distribution de la force de réaction, serait rendu possible en générant ces forces à l'extérieur de l'*AMS*. Il faudrait suivre les étapes suivantes :

1. Exécuter le modèle en cinématique seulement (option de l'*AMS*).
2. Extraire la cinématique complète du modèle générée par l'*AMS*.
3. Évaluer, dans une autre application, comme Matlab par exemple, la dynamique inverse classique du modèle, en utilisant des coefficients de distribution de la force non constants.
4. Utiliser les forces de réaction générées dans le modèle externe, comme entrées de données dans le modèle de l'*AMS*, tout en utilisant un modèle ayant une force résiduelle. Cette force résiduelle devrait être pratiquement nulle (seules les erreurs numériques devraient persister).

BIBLIOGRAPHIE

- Alexander, N. B., A. B. Schultz, et al. (1997). "Muscle strength and rising from a chair in older adults." Muscle & Nerve **20**(S5): 56-59.
- Alexander, N. B., A. B. Schultz, et al. (1991). "Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics." J Gerontol **46**(3): M91-98.
- Arborelius, U. P., P. Wretenberg, et al. (1992). "The effects of armrests and high seat heights on lower-limb joint load and muscular-activity during sitting and rising." Ergonomics **35**(11): 1377-1391.
- Arnold, A. S., F. C. Anderson, et al. (2005). "Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait." Journal of Biomechanics **38**(11): 2181-2189.
- Baer, G. D. and A. M. Ashburn (1995). "Trunk movements in older subjects during sit-to-stand." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **76**(9): 844-849.
- Bergmann, G., G. Deuretzbacher, et al. (2001). "Hip contact forces and gait patterns from routine activities." Journal of Biomechanics **34**(7): 859-871.
- Borzelli, G., A. Cappozzo, et al. (1999). "Inter- and intra-individual variability of ground reaction forces during sit-to-stand with principal component analysis." Med Eng Phys **21**(4): 235-240.
- Brunt, D., B. Greenberg, et al. (2002). "The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **83**(7): 924-929.
- Burdett, R. G., R. Habasevich, et al. (1985). "Biomechanical comparison of rising from two types of chairs." Phys Ther **65**(8): 1177-1183.
- Cappozzo, A., F. Catani, et al. (1996). "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts." Clinical Biomechanics **11**(2): 90-100.
- Catani, F., W. A. Hodge, et al. (1987). Arising from a chair: the role of bi-articular muscles in resolving Lombard's paradox. Proceedings of the Ninth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference., Boston, MA, USA, IEEE, New York, NY, USA.
- Cecchi, F., R. Molino-Lova, et al. (2009). "Measures of physical performance capture the excess disability associated with hip pain or knee pain in older persons." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **64**(12): 1316-1324.
- Challis, J. H. and D. G. Kerwin (1993). "An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques." Proc Inst Mech Eng H **207**(3): 139-148.

- Chugo, D., K. Kawabata, et al. (2007). "Force assistance system for standing-up motion." Industrial Robot **34**(2): 128-134.
- Coghlin, S. S. and B. J. McFadyen (1994). "Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects." Clinical Biomechanics **9**(2): 85-92.
- Collins, J. J. (1995). "The redundant nature of locomotor optimization laws." Journal of Biomechanics **28**(3): 251-267.
- Cummings, S. R., M. C. Nevitt, et al. (1995). "Risk factors for hip fracture in white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group." N Engl J Med **332**(12): 767-773.
- Dall, P. M. and A. Kerr (2010). "Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults." Applied Ergonomics **41**(1): 58-61.
- Damsgaard, M., S. T. Christensen, et al. (2001). An efficient numerical algorithm for solving the muscle recruitment problem in inverse dynamics simulations. International Society of Biomechanics, XVIIIth Congress. Zurich, Switzerland.
- Damsgaard, M., J. Rasmussen, et al. (2001). Inverse dynamics of musculo-skeletal systems using an efficient min/max muscle recruitment model, Pittsburgh, PA, United States, American Society of Mechanical Engineers.
- Damsgaard, M., J. Rasmussen, et al. (2006). "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System." Simulation Modelling Practice and Theory **14**(8): 1100-1111.
- Delp, S. L., J. P. Loan, et al. (1990). "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **37**(8): 757-767.
- Doorenbosch, C. A., J. Harlaar, et al. (1994). "Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles." J Biomech **27**(11): 1299-1307.
- Dye, S. F. (2005). "The pathophysiology of patellofemoral pain: a tissue homeostasis perspective." Clin Orthop Relat Res(436): 100-110.
- Ellis, M. I., B. B. Seedhom, et al. (1979). "Forces in the knee joint whilst rising from normal and motorized chairs." **8**(1): 33-40.
- Ellis, M. I., B. B. Seedhom, et al. (1984). "Forces in the knee joint whilst rising from a seated position." **6**(2): 113-120.
- Etnyre, B. and D. Q. Thomas (2007). "Event Standardization of Sit-to-Stand Movements." Phys Ther **87**(12): 1651-1666.
- Fattah, A., S. K. Agrawal, et al. (2006). "Design of a passive gravity-balanced assistive device for sit-to-stand tasks." Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME **128**(5): 1122-1129.

- Fleckenstein, S. J., R. L. Kirby, et al. (1988). "Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing." Journal of Biomechanics **21**(11): 915-918.
- Flores, P. (2008). Kinematics and dynamics of multibody systems with imperfect joints : models and case studies. Berlin, Springer.
- Folland, J., T. Mc Cauley, et al. (2008). "Allometric scaling of strength measurements to body size." European Journal of Applied Physiology **102**(6): 739-745.
- Forster, E., U. Simon, et al. (2004). "Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction." Journal of Biomechanics **37**(4): 577-581.
- Frankenfield, D. C., W. A. Rowe, et al. (2001). "Limits of body mass index to detect obesity and predict body composition." Nutrition **17**(1): 26-30.
- Gillette, J. C., C. A. Stevermer, et al. (2005). "Support torques during simulated sit-to-stand movements." Biomedical Sciences Instrumentation **41**: 7-12.
- Glitsch, U. and W. Baumann (1997). "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity." J Biomech **30**(11-12): 1123-1131.
- Griffith, C. J., C. A. Wijdicks, et al. (2009). "Force Measurements on the Posterior Oblique Ligament and Superficial Medial Collateral Ligament Proximal and Distal Divisions to Applied Loads." The American Journal of Sports Medicine **37**(1): 140-148.
- Gross, M. M., P. J. Stevenson, et al. (1998). "Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women." Gait & Posture **8**(3): 175-185.
- Hanke, T. A., Y.-C. Pai, et al. (1995). "Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during sit-to-stand in healthy adults." Physical Therapy **75**(2): 105-118.
- Hatze, H. (2000). "The inverse dynamics problem of neuromuscular control." Biological Cybernetics **82**(2): 133-141.
- Hatze, H. (2002). "The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications." Journal of Biomechanics **35**(1): 109-115.
- Hendry, M., N. H. Williams, et al. (2006). "Why should we exercise when our knees hurt? A qualitative study of primary care patients with osteoarthritis of the knee." Fam. Pract. **23**(5): 558-567.
- Hesse, S., M. Schauer, et al. (1998). "Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme." Scand J Rehabil Med **30**(2): 81-86.
- Hughes, M. A., B. S. Myers, et al. (1996). "The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly." Journal of Biomechanics **29**(12): 1509-1513.

- Hughes, M. A. and M. L. Schenkman (1996). "Chair rise strategy in the functionally impaired elderly." Journal of Rehabilitation Research and Development **33**(4): 409-412.
- Hutchinson, E. B. and P. O. Riley (1993). Dynamic analysis of rising from a chair. Engineering in Medicine and Biology Society, 1993. Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE.
- Hutchinson, E. B., P. O. Riley, et al. (1994). "A dynamic analysis of the joint forces and torques during rising from a chair." Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation] **2**(2): 49-56.
- Iwamoto, J., H. Suzuki, et al. (2009). "Preventative effect of exercise against falls in the elderly: a randomized controlled trial." Osteoporosis International **20**(7): 1233-1240.
- Kamnik, R. and T. Bajd (2000). Robot assisted standing-up. Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference on.
- Kamnik, R. and T. Bajd (2002). Human voluntary activity integration into the control of standing-up rehabilitation robot. Advanced Motion Control, 2002. 7th International Workshop on.
- Kamnik, R. and T. Bajd (2003). Robot assistive device for augmenting standing-up capabilities in impaired people. Intelligent Robots and Systems, 2003. (IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ International Conference on.
- Kamnik, R. and T. Bajd (2004). "Standing-up robot: an assistive rehabilitative device for training and assessment." Journal of Medical Engineering & Technology **28**: 74-80.
- Kerr, K. M., J. A. White, et al. (1994). "Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle." Gait & Posture **2**(3): 182-190.
- Kim, S. and T. Lockhart (2009). "Effects of 8 weeks of balance or weight training for the independently living elderly on the outcomes of induced slips." Int J Rehabil Res.
- Kotake, T., N. Dohi, et al. (1993). "An analysis of sit-to-stand movements." Arch Phys Med Rehabil **74**(10): 1095-1099.
- Kralj, A., R. J. Jaeger, et al. (1990). "Analysis of standing up and sitting down in humans. Definitions and normative data presentation." Journal of Biomechanics **23**(11): 1123-1138.
- Kucuk, H. (2006). "The effect of modeling cartilage on predicted ligament and contact forces at the knee." Computers in Biology and Medicine **36**(4): 363-375.
- Kuo, A. D. (1995). Control model of human posture strategy selection. Engineering in Medicine and Biology Society, 1995. IEEE 17th Annual Conference.

- Kuzelicki, J., R. Kamnik, et al. (2001). Robot assisted standing-up in persons with lower limb prostheses. Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE.
- Kuzelicki, J., M. Zefran, et al. (2005). "Synthesis of standing-up trajectories using dynamic optimization." Gait & Posture **21**(1): 1-11.
- Lecours, J., S. Nadeau, et al. (2008). "Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis." J Rehabil Med **40**(3): 200-207.
- Lundin, T. M., M. D. Grabiner, et al. (1995). "On the assumption of bilateral lower extremity joint moment symmetry during the sit-to-stand task." Journal of Biomechanics **28**(1): 109-112.
- Mak, M. K. Y., O. Levin, et al. (2003). "Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease." Clinical Biomechanics **18**(3): 197-206.
- Mathiyakom, W., J. L. McNitt-Gray, et al. (2005). "Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints." Clinical Biomechanics **20**(1): 105-111.
- McLeod (1975). "Measurements of repetitive activities of the knee." Journal of Biomechanics **8**(6): 369-373.
- Mourey, F., T. Pozzo, et al. (1998). A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. **27**: 137-146.
- Munro, B. J. and J. R. Steele (2000). "Does using an ejector chair affect muscle activation patterns in rheumatoid arthritic patients? A preliminary investigation." Journal of Electromyography and Kinesiology **10**(1): 25-32.
- Munro, B. J., J. R. Steele, et al. (1998). "Kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: implications for elderly rheumatoid arthritic patients." Journal of Biomechanics **31**(3): 263-271.
- Munton, J. (1981). "Seating for the arthritic." Rep Rheum Dis(77-78): 2pp.
- Munton, J. S., M. I. Ellis, et al. (1981). "An investigation into the problems of easy chairs used by the arthritic and the elderly." Rheumatol Rehabil **20**(3): 164-173.
- Munton, J. S., M. I. Ellis, et al. (1984). "Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair." Ann Rheum Dis **43**(1): 63-65.
- Nevitt, M. C., S. R. Cummings, et al. (1989). "Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study." JAMA **261**(18): 2663-2668.
- Nikfekar E., K. K., Attfield S., Playford E. D. (2002). "Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position." Movement Disorders **17**(2): 274-282.

- Nikravesh, P. E. (1988). Computer-aided analysis of mechanical systems, Prentice-Hall, Inc.
- O'Meara, D. M. and R. M. Smith (2006). "The effects of unilateral grab rail assistance on the sit-to-stand performance of older aged adults." Human Movement Science **25**(2): 257-274.
- Odding, E., H. A. Valkenburg, et al. (2001). "Determinants of locomotor disability in people aged 55 years and over: The Rotterdam study." European Journal of Epidemiology **17**(11): 1033-1041.
- Pai, Y.-C. (1999). "Induced limb collapse in a sudden slip during termination of sit-to-stand." Journal of Biomechanics **32**(12): 1377-1382.
- Pai, Y.-C. and K. Iqbal (1999). "Simulated movement termination for balance recovery: can movement strategies be sought to maintain stability in the presence of slipping or forced sliding?" Journal of Biomechanics **32**(8): 779-786.
- Pai, Y.-C., B. J. Naughton, et al. (1994). "Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults." Gait & Posture **2**(2): 109-116.
- Pai, Y.-C. and J. Patton (1997). "Center of mass velocity-position predictions for balance control." Journal of Biomechanics **30**(4): 347-354.
- Pai, Y.-C., M. W. Rogers, et al. (1998). "Static versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young and older adults." Journal of Biomechanics **31**(12): 1111-1118.
- Pai, Y.-C., J. D. Wening, et al. (2003). Role of movement stability in reducing slip-related balance loss and falls among older adults. Neural Engineering, 2003. Conference Proceedings. First International IEEE EMBS Conference on.
- Pai, Y. C. and M. W. Rogers (1990). "Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand." Med Sci Sports Exerc **22**(3): 378-384.
- Pai, Y. C. and M. W. Rogers (1991). "Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand." Med Sci Sports Exerc **23**(2): 225-230.
- Pai, Y. C., M. W. Rogers, et al. (1994). "Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis." Phys Ther **74**(7): 647-657; discussion 657-649.
- Pai, Y. C., J. D. Wening, et al. (2003). "Role of feedforward control of movement stability in reducing slip-related balance loss and falls among older adults." J Neurophysiol **90**(2): 755-762.
- Pandy, M. G. (2003). "Simple and complex models for studying muscle function in walking." Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci **358**(1437): 1501-1509.
- Pandy, M. G., B. A. Garner, et al. (1995). "Optimal control of non-ballistic muscular movements: A constraint-based performance criterion for rising from a chair." Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME **117**(1): 15-26.

- Papa, E. and A. Cappozzo (1999). "A telescopic inverted-pendulum model of the musculo-skeletal system and its use for the analysis of the sit-to-stand motor task." Journal of Biomechanics **32**(11): 1205-1212.
- Papa, E. and A. Cappozzo (2000). "Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects." J Biomech **33**(9): 1113-1122.
- Pavol, M. J., E. F. Runtz, et al. (2002). "Age influences the outcome of a slipping perturbation during initial but not repeated exposures." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **57**(8): M496-503.
- Pavol, M. J., E. F. Runtz, et al. (2004). "Diminished stepping responses lead to a fall following a novel slip induced during a sit-to-stand." Gait & Posture **20**(2): 154-162.
- Piazza, S. J. and S. L. Delp (1996). "The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait." Journal of Biomechanics **29**(6): 723-733.
- Rasmussen, J. and M. Damsgaard (1997). Optimization of biomechanical multibody systems. Second World Congress of Structural and Multidisciplinary Optimization, Warsaw, Poland, Institute of Fundamental Technological Research.
- Rasmussen, J., M. Damsgaard, et al. (2001). "Muscle recruitment by the min/max criterion -- a comparative numerical study." Journal of Biomechanics **34**(3): 409-415.
- Rasmussen, J., M. de Zee, et al. (2005). A General Method for Scaling Musculoskeletal Models. International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. Cleveland, Ohio, USA.
- Riley, P. O., D. E. Krebs, et al. (1997). "Biomechanical analysis of failed sit-to-stand." Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation] **5**(4): 353-359.
- Riley, P. O., R. Popat, et al. (1995). Momentum analysis of sitback failures in sit-to-stand trials. Engineering in Medicine and Biology Society, 1995. IEEE 17th Annual Conference.
- Roberts, P. and G. McCollum (1996). "Dynamics of the sit-to-stand movement." Biological Cybernetics **74**(2): 147-157.
- Rodosky, M. W., T. P. Andriacchi, et al. (1989). "Influence of chair height on lower limb mechanics during rising." Journal of Orthopaedic Research **7**(2): 266-271.
- Roebroek, M. E., C. A. M. Doorenbosch, et al. (1994). "Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer." Clinical Biomechanics **9**(4): 235-244.
- Roy, G., S. Nadeau, et al. (2006). "The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis." Clinical Biomechanics **21**(6): 585-593.

- Roy, G., S. Nadeau, et al. (2007). "Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis." Clinical Biomechanics **22**(7): 795-804.
- Saari, T., R. Tranberg, et al. (2004). "The effect of tibial insert design on rising from a chair; motion analysis after total knee replacement." Clinical Biomechanics **19**(9): 951-956.
- Schenkman, M., R. A. Berger, et al. (1990). "Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting." Physical Therapy **70**(10): 638-648.
- Schenkman, M., M. A. Hughes, et al. (1996). "The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals." Journal of the American Geriatrics Society **44**(12): 1441-1446.
- Schenkman, M., P. O. Riley, et al. (1996). "Sit to stand from progressively lower seat heights -- alterations in angular velocity." Clinical Biomechanics **11**(3): 153-158.
- Shum, G. L., J. Crosbie, et al. (2005). "Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit." Spine **30**(17): 1998-2004.
- Sibella, F., M. Galli, et al. (2003). "Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects." Clinical Biomechanics **18**(8): 745-750.
- Stansfield, B. W. and A. C. Nicol (2002). "Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation." Clinical Biomechanics **17**(2): 130-139.
- Stansfield, B. W., A. C. Nicol, et al. (2003). "Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb." Journal of Biomechanics **36**(7): 929-936.
- Stel, V. S., J. H. Smit, et al. (2004). "Consequences of falling in older men and women and risk factors for health service use and functional decline." Age Ageing **33**(1): 58-65.
- Su, F. C., K. A. Lai, et al. (1998). "Rising from chair after total knee arthroplasty." Clinical Biomechanics **13**(3): 176-181.
- Sugimura, Y. and C. Wada (2004). An analysis of the force and angle necessary to develop a standing-up assistive device. SICE Annual Conference 2004, Aug 4-6 2004, Sapporo, Japan, Society of Instrument and Control Engineers (SICE), Tokyo, 113, Japan.
- Turner, H. C., R. M. Yate, et al. (2004). "A method for measuring vertical forces applied to the upper limb during sit-to-stand." Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine **218**(H6): 461-465.
- Wheeler, J., C. Woodward, et al. (1985). "Rising from a chair. Influence of age and chair design." Phys Ther **65**(1): 22-26.

- Winter, D. A. (2004). Biomechanics and motor control of human movement, 3rd edition. Waterloo, Wiley.
- Wretenberg, P., U. P. Arborelius, et al. (1993). "Rising from a chair by a spring-loaded flap seat - a biomechanical analysis." Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine **25**(4): 153-159.
- Wretenberg, P., F. Lindberg, et al. (1993). "Effect of Armrests and Different Ways of Using Them on Hip and Knee Load During Rising." Clinical Biomechanics **8**(2): 95-101.
- Wu, G., S. Siegler, et al. (2002). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine." Journal of Biomechanics **35**(4): 543-548.
- Wu, M., L. Ji, et al. (2006). "Minimal step length necessary for recovery of forward balance loss with a single step." Journal of Biomechanics **In Press, Corrected Proof**.
- Yamada, T. and S.-i. Demura (2004). "Influence of the Relative Difference in Chair Seat Height according to Different Lower Thigh Length on Floor Reaction Force and Lower-limb Strength during Sit-to-Stand Movement." Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY and Applied Human Science **23**(6): 197-203.
- Yoshioka, S., A. Nagano, et al. (2009). "Biomechanical analysis of the relation between movement time and joint moment development during a sit-to-stand task." BioMedical Engineering OnLine **8**(1): 27.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). Kinetics of human motion. Champaign, Ill., Champaign, Ill. : Human Kinetics.