



THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par : *l'Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier)*

Présentée et soutenue le *18/12/2014* par :

DAVID VILLEGGER

Restitution d'Energie Elastique et Locomotion (REEL) :
une approche adimensionnelle

JURY

| | | |
|-------------------|----------------------------|--------------|
| FRANCK BARBIER | Professeur des Universités | Rapporteur |
| PATRICK CHABRAND | Professeur des Universités | Rapporteur |
| KATJA MOMBAUR | Professeur des Universités | Examineur |
| HÉLÈNE PILLET | Maître de Conférence | Examineur |
| PATRICK LACOUTURE | Professeur des Universités | Examineur |
| PIERRE MORETTO | Professeur des Universités | Directeur |
| BRUNO WATIER | Maître de Conférence | Co-Directeur |

École doctorale et spécialité :

CLESCO : Performance motrice, adaptation et sports

Unité de Recherche :

Programme de Recherche Interdisciplinaire en Sciences du Sport et du Mouvement Humain (EA 4561) - Equipe LAPMA

Directeur(s) de Thèse :

Pierre MORETTO et Bruno WATIER

Rapporteurs :

Franck BARBIER et Patrick CHABRAND



Publications et communications

Revue internationale à comité de lecture

- Villegger D, Costes A, Watier B, Moretto P (2015). Walking dynamic similarity induced by a combination of Froude and Strouhal dimensionless numbers : Modelar. *Gait & Posture*, 41 (1), pp. 240-245.
- Villegger D, Costes A, Watier B, Moretto P (2014). Modelar as a Froude and Strouhal dimensionless numbers combination for dynamic similarity in running. *Journal of Biomechanics*, 47 (16), pp. 3862-3867.
- Villegger D, Costes A, Watier B, Moretto P (2014). An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platform in walking gait. *Medical Engineering & Physics*, 36 (11), pp. 1530-1535.

Communications internationales avec actes publiés

- Villegger D, Delattre N, Watier B, Moretto P (2012). Froude and Strouhal dimensionless numbers to study human gait : An experimental approach. 37ème Congrès de la Société de Biomécanique, Toulouse, France. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15 (sup1), 189-190.

Communications internationales avec actes non publiés

- Villegger D, Costes A, Watier B, Moretto P (2014). Inter-subject variability in running is reduced with Modelar dimensionless number - An inverse dynamic study. XIIIth Symposium of 3-Dimensional Analysis of Human Movement, Lausanne, Swiss.

Remerciements

Je remercie très sincèrement Pier-Giorgio Zanone pour son accueil dans l'unité de recherche PRISSMH. Je remercie aussi les collègues du PRISSMH et plus particulièrement du LAPMA pour leur aide directe ou indirecte

Mes remerciements ne seront jamais assez grands pour mes deux directeurs de thèse Pierre Moretto et Bruno Watier. Je remercie Pierre pour son suivi et son investissement dans l'encadrement de cette thèse, dont les longues discussions sur notre thématique de recherche ont tendance à aboutir sur une multitude de projets d'étude. Je le remercie également de m'avoir choisi pour ce projet de thèse plus qu'intéressant. Je remercie Bruno pour son suivi et sa réactivité dans l'encadrement de cette thèse et la clarté avec laquelle il répond à des problèmes de mécanique qui se posent à nous. Je garderai en mémoire tous les moments de travail et de détente passés ensemble et principalement deux : le jour où armés de nos caméras nous avons filmé la locomotion de biches dans les bois de la réserve de la Haute Touche, et la belle rencontre de beach-volley sur les plages du lac Léman. Je souhaite à tout doctorant d'avoir des directeurs de thèse aussi engagés que vous pour cette aventure qu'est la thèse. Chers directeurs, je vous exprime ma plus profonde gratitude.

Je remercie le jury qui nous fait l'honneur de juger la qualité de cette thèse. Franck Barbier, Patrick Chabrand, Katja Mombaur, Hélène Pillet et Patrick Lacouture, je vous exprime toute ma reconnaissance.

Je remercie mes camarades doctorants et ATER : Fabien, Yannick, Laurent, Philippe, Sylvain, Antony, Melody, Nicolas, Arsène, Simon, David et Laetitia pour leur aide, leur questionnement et le temps passé à nous divertir. On a bien travaillé, mais on a bien ri quand même.

Je remercie aussi tous les participants de mes expérimentations, sans qui ce travail

n'aurait pas été possible. Une mention particulière à Sylvain, Paul, Guillaume et Kevin qui ont donné de leur temps pour les pré-expérimentations.

Je remercie Mathias, mon frère, Caroline, Baptiste, Camille, Romain et tous mes amis qui m'ont soutenu tout au long de cette aventure.

Je remercie mes parents, Joël et Nasria, qui nous ont élevé avec des valeurs morales et humaines, qui m'ont poussé à poursuivre les études et sans qui je ne serai pas là aujourd'hui.

Ma compagne, Dolly, pour m'avoir soutenu et avoir supporté mes changements d'humeur et mes inquiétudes durant ces 3 années, Merci !

Merci à vous

Résumé

L'objectif de ce travail est de développer une approche adimensionnelle de la locomotion humaine, et plus précisément de la marche et de la course. En d'autres termes, le principal enjeu de cette thèse est d'induire des similitudes locomotrices entre des hommes de tailles différentes. Ces similitudes locomotrices attendues entre des individus de différentes tailles sont les mêmes que celles que les physiiciens recherchent lors de l'élaboration de prototype à partir de maquette. Dans l'approche que nous tentons de développer tout au long de ce document, nous considérons qu'un individu petit est le modèle réduit d'un plus grand. Notre approche est au croisement des champs de la physique, de la modélisation et de la biomécanique.

L'application de l'analyse dimensionnelle aux modèles simples de locomotion permet de mettre en avant l'intérêt des nombres adimensionnels de Froude (vitesse adimensionnelle) et Strouhal (fréquence adimensionnelle) pour étudier la locomotion humaine. Ces modèles simples de locomotion simplifient le corps humain à la masse du corps concentrée au centre de gravité oscillant à l'extrémité d'un ressort. Ils prennent en compte une composante élastique et mettent en avant des transferts se réalisant au centre de gravité entre les énergies cinétique, potentielle de pesanteur et potentielle élastique. Le rapport de ces énergies est appelé *Modela*. *Modela* possède deux variantes, une pour la marche et l'autre pour la course, et est dépendant de Froude et Strouhal.

Dans un premier temps, les conditions expérimentales de vitesse de déplacement (à partir de Froude) et de fréquence de pas (à partir de Strouhal), toutes deux relatives à l'anthropométrie des individus, ont permis d'engendrer des similitudes locomotrices pour la marche et la course chez des individus de tailles différentes. Ces résultats révèlent tout l'intérêt d'une approche adimensionnelle de la locomotion en montrant qu'exprimés indé-

pendamment de l'anthropométrie des individus, leurs comportements adimensionnels est le même. Utiliser cette approche pour comparer des locomotions au sein même de l'espèce humaine a un grand intérêt pour étudier des comportements déviants d'un comportement standard. Aussi, cette approche peut être un moyen de mettre en avant des organisations du mouvement communes à différentes espèces.

Dans un second temps, l'accent est mis sur la comparaison entre le modèle simple et le modèle complexe du corps humain. D'un côté, le modèle simple du corps humain prend en compte une composante élastique et ne s'intéresse qu'au centre de gravité. De l'autre côté, le corps humain peut être modélisé comme un ensemble de segments corporels articulés entre eux. Ici, un lien est fait entre le mouvement global du centre de gravité et les coordinations des segments poly-articulés, lors du mouvement, et tout ce que cela engendre en termes de transfert d'énergie. Le rapprochement des deux modèles explique comment un individu peut se comporter comme une masse bondissante lors de la marche et la course ou comment les expérimentations futures pourront investir le champ de l'élasticité humaine et de l'économie d'énergie.

Mots-clés : Similitude dynamique, masse montée sur ressort (spring mass model), modèle poly-articulé, transfert d'énergie, biomécanique.

Abstract

The aim of this paper is to develop a dimensionless approach of the human locomotion, and more specifically of walking and running gaits. In other terms, the main goal of this PhD thesis is to induce locomotor similarity between different-sized humans. These similarities are the same that the physicians look for when they design a prototype from a scale model. Throughout the thesis paper, this approach allows the consideration that a small human is a reduced model of a tall one. Our approach is cross-fielded like Physics, Modelization, and Biomechanics.

The dimensional analysis application to the common locomotion models allows to highlight the interest of using the dimensionless numbers of Froude (dimensionless speed) and Strouhal (dimensionless frequency) to study human locomotion. These locomotion models are reduced to the body mass represented at its center of mass oscillating at the end of a massless spring. They take into account an elastic component and enlighten transfers occurring at the center of mass between the kinetic, potential and elastic energies. The ratio of these energies is called Modela. A Modela corresponds to both walking and running, and depends on Froude and Strouhal.

First, the experimental conditions such as speed displacement relative to anthropometry (from Froude) and step frequency relative to anthropometry (from Strouhal) allow us to generate locomotor similarity between different-sized subjects for walking and running. These results reveal the interest of the dimensionless approach of the locomotion by showing that the dimensionless behaviors are the same when they are expressed independently of the subject anthropometry. The use of this approach to compare human locomotions is interesting to study behavior different to the gold dimensionless standard. Also, this approach may be a means to highlight a global organization of the movement

which is common to many species.

Then, the comparison between the simple model and the complex model is investigated. In one hand, the model takes into account an elastic component and only describe the center of mass movement. In the other hand, the human body is represented as a whole of body segment poly-articulated. A link is done between the global movement of the center of mass and the movement of the poly-articular model, and especially regarding for the energy transfers. The link between the models explain how a subject has the same behavior of a spring mass, and how the future works will be able to investigate the fields of the human elasticity and the saving energy mechanisms.

Keywords : Dynamic similary, spring mass model, poly-articular model, energy transfers, biomechanics.

Table des matières

| | |
|---|------------|
| Publications et communications | iii |
| Remerciements | v |
| Résumé | vii |
| Abstract | ix |
| Table des matières | xi |
| I Introduction générale | 1 |
| II Etat de l'art | 5 |
| 1 Analyse dimensionnelle et similitude - Bases | 7 |
| 1.1 Grandeurs et unités | 7 |
| 1.2 Dimensions | 8 |
| 1.3 Analyse dimensionnelle et théorème π | 9 |
| 1.4 Similitudes | 12 |
| 2 Locomotion et similitude - Du modèle au vivant | 15 |
| 2.1 Modèles mécaniques de la locomotion | 16 |
| 2.1.1 Modèle de course | 16 |

| | | |
|------------|---|-----------|
| 2.1.2 | Modèles de marche | 18 |
| 2.2 | Adimensionnement des modèles | 20 |
| 2.3 | Similitude locomotrice dans le vivant | 22 |
| 2.3.1 | Chez l'animal | 24 |
| 2.3.2 | Chez l'homme | 27 |
| 2.4 | Combinaisons de nombres adimensionnels pour la locomotion | 34 |
| 2.4.1 | Pour la course | 34 |
| 2.4.2 | Pour la marche | 37 |
| 3 | Modèle poly - articulé et énergies | 39 |
| 3.1 | Présentation du modèle | 39 |
| 3.2 | Notions de modélisation poly-articulée | 41 |
| 3.2.1 | Centres articulaires | 41 |
| 3.2.2 | Angles articulaires | 46 |
| 3.2.3 | Caractéristiques inertielles | 49 |
| 3.2.4 | Forces et moments articulaires | 50 |
| 3.3 | Considérations énergétiques | 54 |
| 3.3.1 | Energies mécaniques | 54 |
| 3.3.2 | Théorème de l'énergie cinétique | 56 |
| 4 | Les modèles de raideur | 63 |
| 4.1 | La raideur globale | 64 |
| 4.2 | La raideur locale | 65 |
| 4.3 | Les raideurs dans la locomotion | 66 |
| 4.4 | Critique des modèles de raideurs | 69 |
| 5 | Objectifs du travail | 71 |
| 5.1 | Validation de Modela-r pour la course | 71 |
| 5.2 | Validation de Modela-w pour la marche | 72 |
| 5.3 | Transfert d'énergie et modèles | 72 |
| III | Contributions personnelles | 73 |
| 6 | Matériels et méthodes | 75 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 6.1 | Etude 1 - Décomposition des forces | 77 |
| 6.1.1 | Introduction | 77 |
| 6.1.2 | Methods | 79 |
| 6.1.3 | Results | 83 |
| 6.1.4 | Discussion | 84 |
| 7 | Validation du nombre de Modela | 93 |
| 7.1 | Etude 2 - Relation spontanée entre Froude et Strouhal | 95 |
| 7.1.1 | Introduction | 95 |
| 7.1.2 | Methods | 96 |
| 7.1.3 | Results and Discussion | 97 |
| 7.1.4 | Conclusions | 98 |
| 7.2 | Etude 3 - Validation de Modela-r | 100 |
| 7.2.1 | Introduction | 100 |
| 7.2.2 | Methods | 103 |
| 7.2.3 | Results | 110 |
| 7.2.4 | Discussion | 110 |
| 7.3 | Etude 4 - Modela-r et variabilité des efforts inter-segmentaires | 117 |
| 7.3.1 | Introduction | 117 |
| 7.3.2 | Materials and methods | 119 |
| 7.3.3 | Results | 121 |
| 7.3.4 | Discussion | 122 |
| 7.4 | Etude 5 - Validation de Modela-w | 124 |
| 7.4.1 | Introduction | 124 |
| 7.4.2 | Methods | 126 |
| 7.4.3 | Results | 133 |
| 7.4.4 | Discussion | 134 |
| 8 | Analogie entre les modèles | 139 |
| 8.1 | Introduction | 139 |
| 8.2 | Lien théorique entre les deux modèles | 141 |
| 8.3 | Matériels et méthodes | 143 |
| 8.3.1 | Expérimentation | 143 |

| | | |
|-----------|--|------------|
| 8.3.2 | Conséquence du tapis roulant sur le lien théorique | 143 |
| 8.3.3 | Paramètres calculés | 144 |
| 8.3.4 | Analyse Statistique | 145 |
| 8.4 | Résultats | 146 |
| 8.5 | Discussion | 149 |
| IV | Conclusions, limites et perspectives | 155 |
| V | Annexes | 161 |
| A | Modélisation | 163 |
| A.1 | Modèle cinématique | 163 |
| A.2 | Repères associés aux segments | 165 |
| A.2.1 | Repères locaux des membres inférieurs | 166 |
| A.2.2 | Repères locaux du tronc et de la tête | 167 |
| A.2.3 | Repères locaux des membres supérieurs | 168 |
| A.3 | Modélisation inertielle retenue | 168 |
| A.4 | Dynamique inverse | 170 |
| | Bibliographie | 173 |

Table des figures

| | | |
|-----|---|----|
| 1.1 | Modèle de pendule lancé avec une vitesse initiale | 10 |
| 1.2 | Photo gauche : Youri Gagarine (en bas à gauche) travaillant sur un avion spatial dans les années 1960. Photo droite : modèle réduit d'un chasseur de mine dans un bassin des carènes. | 13 |
| 2.1 | Le modèle de masse bondissante et la variation d'énergie au CoM | 17 |
| 2.2 | Le modèle de pendule inversé et la variation d'énergie au CoM | 18 |
| 2.3 | Le modèle de pendule inversé compliant et la variation d'énergie au CoM . | 19 |
| 2.4 | Relation entre la différence de phase des membres antérieurs et Nfr (abscisses à l'échelle logarithmique); <i>adapté de Alexander & Jayes (1983)</i> . . . | 25 |
| 2.5 | Relation entre l'amplitude de cycle relative (RCL) et Nfr (abscisses et ordonnées à l'échelle logarithmique); <i>adapté de Alexander & Jayes (1983)</i> . . | 26 |
| 2.6 | Relation entre l'amplitude de pas relative (RSL) et Nfr; <i>adapté de Gattesy & Biewener (1991)</i> . Les deux barres verticales représentent la zone de transition de la marche à la course. | 26 |
| 2.7 | Paramètres de marche spontanés adimensionnés en fonction de l'âge; <i>adapté de Vaughan (2003)</i> | 28 |
| 2.8 | Conversion d'énergie potentielle de pesanteur en énergie cinétique et inversement en fonction de Nfr; <i>adapté de Saibene & Minetti (2003)</i> | 29 |

| | | |
|------|---|----|
| 2.9 | Vitesse de marche en fonction de la gravité exprimée en proportion de la gravité terrestre pour un homme dont la longueur du membre inférieur est 0,92 m ; <i>adapté de Minetti (2001)</i> . Les trois courbes théoriques représentent la vitesse de marche optimale ($Nfr = 0,25$), la vitesse de transition marche-course ($Nfr = 0,5$) et la vitesse maximale de marche ($Nfr = 1$). | 30 |
| 2.10 | Evolution des PA avec Nfr dans différents champs gravitationnels pour la course ; <i>adapté de Donelan & Kram (2000)</i> | 31 |
| 2.11 | Evolution des angles de flexion du genou et de la cheville en fonction du pourcentage de cycle de marche à vitesse identique et vitesse similaire ; <i>adapté de Moretto et al. (2007)</i> . Les barres verticales représentent les écarts-types pour chaque pourcentage. | 33 |
| 2.12 | Energies cinétique, potentielle de pesanteur, potentielle élastique et Modela-r pendant la phase d'appui ; <i>adapté de Delattre & Moretto (2008)</i> . Les courbes noires et grises représentent les énergies cinétique, potentielle de pesanteur, potentielle élastique et Modela-r du grand modèle et du petit modèle, respectivement. Point : énergie élastique ; tirets-point : énergie cinétique ; tirets : énergie potentielle ; ligne continue :Modela-r. | 36 |
| 3.1 | Le recordman du monde du 100 mètres Usain Bolt et sa modélisation à 16 segments rigides indéformables. | 40 |
| 3.2 | Localisation du centre articulaire du coude (point rouge) estimée à partir des marqueurs réfléchissants (points noirs) qui représentent, de la gauche vers la droite, l'épitrôchlée et l'épicondyle. | 42 |
| 3.3 | Méthode SCoRE et localisation du centre fonctionnel de la hanche (point vert) estimée à partir des marqueurs réfléchissants, modélisant les segments du bassin et de la cuisse gauche, placés sur des références anatomiques. <i>RP-SIS : Right Posterior Superior Iliac Spine ; LPSIS : Left Posterior Superior Iliac Spine ; RASIS : Right Anterior Superior Iliac Spine ; LASIS : Left Anterior Superior Iliac Spine ; LGT : Left Great Trochanter ; LMF : Left Medial Femoral epicondyle ; LLF : Left Lateral Femoral epicondyle.</i> | 43 |
| 3.4 | Trois rotations successives selon la séquence ZX'Y" et les angles de flexion-extension ψ , d'adduction-abduction θ et de rotation interne-externe φ | 48 |

| | | |
|------|---|----|
| 3.5 | Moments résultants, normalisés par la masse, de flexion-extension de la cheville, du genou et de la hanche du membre inférieur gauche à différentes vitesses de course (positif : extension ; négatif : flexion). Les moments résultants ont été déterminés par dynamique inverse ascendante ; adapté de Schache et al. (2011) . LFS (Left Foot Strike) : début du contact du pied gauche ; LTO (Left Toe Off) : début de la phase de balancement du pied gauche. | 52 |
| 3.6 | Puissances, normalisées par la masse, aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche du membre inférieur gauche à différentes vitesses de course (positif : génération ; négatif : absorption) ; adapté de Schache et al. (2011) . LFS (Left Foot Strike) : début du contact du pied gauche ; LTO (Left Toe Off) : début de la phase de balancement du pied gauche. | 53 |
| 3.7 | Variation d'énergie mécanique totale et du CoM et variation d'énergie cinétique interne des membres inférieurs et supérieurs à différentes vitesses de marche ; <i>adapté de Willems et al. (1995)</i> | 56 |
| 3.8 | Variation d'énergie mécanique totale et du CoM et variation d'énergie cinétique interne des membres inférieurs et supérieurs à différentes vitesses de course ; <i>adapté de Willems et al. (1995)</i> | 57 |
| 3.9 | Schéma d'un tapis roulant monté sur une plate forme de force. Le torseur enregistré par la plateforme de force au point O_{PFF} est transféré au point O de sorte à ce que le CoP soit exprimé au niveau de la bande. | 59 |
| 3.10 | Schématisation de l'approche de Cavagna & Kaneko (1977) adaptée par Minetti et al. (1993) , extraite de Saibene & Minetti (2003) | 60 |
| 3.11 | Illustration des efforts externes appliqués sur le segment du pied (S_1) par le sol et la jambe (S_2). Avec \mathbf{R} , \mathbf{P}_1 , \mathbf{F}_{2-1} , \mathbf{M}_{2-1} , CoP , G_1 et C la force de réaction, le poids, la force articulaire de la jambe sur le pied, le moment articulaire de la jambe sur le pied, le centre de pression, le centre de gravité du pied et le centre de rotation de la cheville, respectivement. | 61 |
| 4.1 | Modèle de raideur locale de Farley & Morgenroth (1999) . Chaque articulation est modélisée par un ressort de torsion de raideur constante k | 65 |
| 4.2 | Evolution des raideurs globale et verticale selon la variation en pourcentage de la fréquence de pas spontanée ; <i>adapté de Farley & Gonzalez (1996)</i> | 67 |

| | | |
|-----|--|-----|
| 4.3 | Forces de réaction verticale mesurée (bleu) et modélisée (rouge) en fonction du modèle de raideur (noir); <i>adapté de Hunter (2003)</i> | 68 |
| 6.1 | Example of CoP forward speed minus subject forward speed. | 80 |
| 6.2 | The respective contributions of (A) Ren et al. (2008) and (B) the current work brought to the transition functions. | 81 |
| 6.3 | Various signal shapes in DS phase with different values of Scoeff. From top to bottom the Scoeff was set at: 1.25, 1, 0.75, 0.5, 0.25, 0, -0.25, -0.5, -0.75, -1, -1.25 | 82 |
| 6.4 | Illustration of total GRF and GRM (black line), real GRF and GRM (large gray line), GRF and GRM from our method (black dashed line) and GRF and GRM from Ren's method (black pointed line) for the foot leaving the ground | 85 |
| 6.5 | Illustration of the CoP positions on X and Y axis of the experimental coordinate system from real data (large gray line), our method (black dashed line) and Ren's method (black pointed line) under the foot leaving the ground. Vertical lines correspond to the double support beginning | 86 |
| 7.1 | Compliant Inverted Pendulum (CIP) and Bouncing Mass (BM) models. | 96 |
| 7.2 | Relation between Nfr and Str according to locomotion mode. Black circle: Walking gait; Gray square: Running gait. | 97 |
| 7.3 | Spring mass model (SMM). | 101 |
| 7.4 | Relationship between velocity, frequency and CoM height in the three experimental conditions for each speed stage. | 104 |
| 7.5 | (A) Running vertical reaction force (Fz) over time. 1: Time of Contact (TC); 2: Vertical Peak Force (VPF); 3: Loading Rate from 10 % to 90 % of vertical peak force (LR); 4: Vertical Impulse (VI). (B) Running antero-posterior reaction force (Fy) over time. 1: Braking Peak Force (BPF); 2: Time to Propulsive Peak Force ($TPPF$); 3: Braking Impulse (BI); 4: Propulsion Impulse (PI). | 106 |

7.6 Correlations between predicted and measured scale factors of body mass (C_M), step time (C_T) and kinetic parameters (TC , time of contact; $TPPF$, time to propulsive peak force; VPF , verticalamping peak force; BPF , braking peak force; VI , vertical impulse; BI , braking impulse; PI , propulsive impulse; and LR , loading rate). The scale factor correlation whose the Wilcoxon test revealed a difference between predicted and measured scale factors was set to 0. Lightest grey, dark grey and black bars represent respectively dynamic similarity for EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD} 111

7.7 Bouncing Mass (BM) model. 118

7.8 Inter-subject standard deviation on dimensionless torque peak of ankle, knee and hip extensions. Lightest grey, dark grey and black bars represent the first, the second and the third experimental conditions respectively. *: difference statistically significant between two experimental conditions. . . 121

7.9 Relationship between velocity, frequency and CoM height in the three experimental conditions for each speed stage. 128

7.10 (A) Vertical reaction force (F_z) over time. 1: Time of Contact (TC); 2: Damping Peak Force (DPF); 3: Loading Rate from 10 % to 90 % of vertical peak force (LR); 4: Vertical Impulse (VI). (B) Antero-posterior reaction force (F_y) over time. 1: Braking Peak Force (BPF); 2: Time to Propulsive Peak Force ($TPPF$); 3: Braking Impulse (BI); 4: Propulsion Impulse (PI). 130

7.11 Correlations between predicted and measured scale factors of body mass (C_M), step time (C_T) and kinetic parameters (TC , time of contact; $TPPF$, time to propulsive peak force; DPF , damping peak force; BPF , braking peak force; VI , vertical impulse; BI , braking impulse; PI , propulsive impulse; and LR , loading rate). The scale factor correlation whose the Wilcoxon test revealed a difference between predicted and measured scale factors was set to 0. Lightest grey, dark grey and black bars represent respectively dynamic similarity for EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD} 134

8.1 Spring Mass Model et Poly-Articular Model adaptés à la marche et la course. 141

8.2 Comparaison pour les 4 tests de marche des valeurs adimensionnées moyennes de la variation d'énergie potentielle élastique (ΔE_{PE}^A) en bleu avec la variation d'énergie cinétique interne (ΔE_{Cint}^A) moins le travail des forces internes (W_{Fint}^A) en rouge. Les barres horizontales noires pleines et pointillées identifient les zones de la phase de simple appui où χ^2 révèle une différence significative entre les deux courbes et où la RMSEr est supérieure à 10 %, respectivement. 147

8.3 Comparaison pour les 6 tests de course des valeurs adimensionnées moyennes de la variation d'énergie potentielle élastique (ΔE_{PE}^A) en bleu avec la variation d'énergie cinétique interne (ΔE_{Cint}^A) moins le travail des forces internes (W_{Fint}^A) en rouge. Les barres horizontales noires pleines et pointillées identifient les zones de la phase de simple appui où χ^2 révèle une différence significative entre les deux courbes et où la RMSEr est supérieure à 10 %, respectivement. 148

8.4 RMSE moyenne des zones de 1 à 50 % et de 51 à 100 % de la phase de simple appui exprimée en pourcentage de la RMSE de l'ensemble de la phase de simple appui (de 1 à 100 %). Les carrés bleus et les carrés rouges correspondent à la marche et à la course. 149

8.5 Evolution des raideurs adimensionnelles avec la vitesse moyenne de déplacement. Les carrés bleus et les carrés rouges correspondent à la marche et à la course. Les barres horizontales signalent les différences significatives de raideurs adimensionnelles ($p < 0,05$) mises en évidences par le test de Tukey. 150

A.1 Modèle cinématique du corps humain. 164

A.2 Découpage anthropométrique du corps humain selon Zatsiorsky & Seluyanov (1983); adapté de Zatsiorsky & Seluyanov (1983). 169

A.3 Segment isolé du pied (S_1) en contact avec le sol et les efforts extérieurs.
 La résultante des forces de réaction du sol \mathbf{R} (donnée par la plateforme de force et exprimée dans R_0) s'applique au niveau du pied à un point appelé centre de pression (CoP : Center of Pressure) déterminé à partir des données de plateforme de force (point où les moments frontal et sagittal sont nuls). $\mathbf{M}_{\text{sol}-1}$ est le moment résultant de réaction du sol (donné par la plateforme de force et exprimé dans R_0), qui lorsqu'il est exprimé au CoP ($\mathbf{M}_{\text{sol}-1}^{\text{CoP}}$ n'a qu'une valeur autour de \mathbf{z}_0). \mathbf{F}_{2-1} et \mathbf{M}_{2-1} représentent les actions mécaniques de la jambe (S_2) sur le pied. 171

Liste des tableaux

- 1.1 Nom, symbole et unité des grandeurs de base du SI, et des principales grandeurs mécaniques dérivées 8
- 1.2 Dimension des principales grandeurs mécaniques 9
- 1.3 Principaux nombres adimensionnels utilisés en mécanique des fluides . . . 12

- 2.1 Paramètres mécaniques communs à l’analyse de la locomotion, procédure d’adimensionnement et facteurs d’échelles théoriques. L’indice ^A signifie que le paramètre est exprimé dans une forme adimensionnelle. 23

- 3.1 Construction des repères locaux des segments de la cuisse et du bassin nécessaires pour déterminer le centre de rotation de la hanche gauche. Le vecteur **u** est utile à la construction des repères de chaque segment mais n’en fait pas partie 44

- 6.1 RMSEr assessed on DS(%) and Scoeff values. 84
- 6.2 Maximum GRF differences normalized to BM (Δ)(N.kg⁻¹). 84

- 7.1 Dimensionless numbers useful for the behavior description of the SMM determined by π theorem. The equation $f(l_0, m, v_0, k, g, \beta_0, \theta_0) = 0$ can be reduced to $\phi(\pi_1, \pi_2, \pi_3, \pi_4) = 0$ 102
- 7.2 Units, dimensions and predicted scale factors of kinetic parameters 107
- 7.3 Standard deviation of dimensionless gait parameters at each speed stage . 115
- 7.4 Units, dimensions and predicted scale factors of kinetic parameters 131
- 7.5 Standard deviation of dimensionless gait parameters at each speed stage . 137

| | | |
|-----|--|-----|
| 8.1 | Coefficient de corrélation r et RMSEr entre les deux termes de la relation (8.5). | 149 |
| A.1 | Ensemble des marqueurs utilisés pour la modélisation cinématique du corps humain | 165 |
| A.2 | Construction des repères locaux des segments du membre inférieur. Le vecteur \mathbf{u} est utile à la construction des repères de chaque segment mais n'en fait pas partie | 166 |
| A.3 | Construction des repères locaux des segments du tronc et de la tête. Le vecteur \mathbf{u} est utile à la construction des repères de chaque segment mais n'en fait pas partie | 167 |
| A.4 | Construction des repères locaux des segments du membre supérieur. Le vecteur \mathbf{u} est utile à la construction des repères de chaque segment mais n'en fait pas partie | 168 |
| A.5 | Table anthropométrique d'individus masculins de De Leva (1996) ; adapté de De Leva (1996) | 170 |

Première partie

Introduction générale

La locomotion peut prendre diverses formes selon les espèces et selon le milieu d'évolution (aquatique, aérien ou terrestre). Dans le milieu terrestre, il existe différents patrons de locomotion, les principaux sont la marche et la course chez les bipèdes et le pas, le trot et le galop chez les quadrupèdes. C'est un mouvement qui paraît simple et automatisé malgré la complexité de la commande nerveuse et les redondances musculo-squelettiques sous-jacentes permettant le déplacement. La séquence d'événements permettant la mise en mouvement est la suivante : enregistrement et activation de la commande de mouvement dans le système nerveux central ; transmission des signaux au système nerveux périphérique ; contraction des muscles qui développent des tensions ; génération de forces et de moments autour des articulations ; régulation des forces et des moments articulaires selon la morphométrie ; mouvement des segments corporels rigides de sorte à s'organiser comme un mouvement fonctionnel ; et génération de force de réaction du sol (Vaughan, 2003). Quelque soit sa complexité, la locomotion occupe une place essentielle dans le royaume animal, son évolution et sa survie. En effet, la locomotion permet aux individus de rencontrer des pairs, de trouver de la nourriture et un climat plus adapté, de poursuivre une proie ou de fuir un danger imminent (Saibene & Minetti, 2003).

La locomotion est partout, chez toutes les espèces. Elle est une organisation du mouvement commune. Le galop d'une souris est très proche du galop d'un cheval. De même, la marche d'un humain est sensiblement le même comportement que la marche d'une autruche. La ressemblance entre les bonds d'un kangourou et le trot d'un chien est moins évidentes alors que ces comportements sont semblables. En effet, l'utilisation de modèles mécaniques simples, représentant uniquement le déplacement du centre de gravité, permettent de comparer la plupart des locomotions terrestres. En comparant des modèles semblables seuls la taille, le temps de réalisation et la masse des spécimens est à prendre en compte. Dès lors, tout est question de proportions entre les modèles. La proportionnalité entre des modèles différents fait partie intégrante d'une approche de base en physique : l'analyse dimensionnelle.

Issue des domaines de la physique et de la mécanique des fluides, l'analyse dimensionnelle est très utilisée en ingénierie pour comparer le comportement de systèmes de tailles différentes. Pour ce faire, la détermination de conditions expérimentales adaptées à la taille des systèmes est nécessaire. Le principe est le suivant : avant de construire un prototype à taille réelle, les ingénieurs estiment le comportement théorique du prototype

dans son environnement à partir du comportement d'un modèle réduit (proportionnel) dans un environnement adapté (proportionnel). Outre l'avantage de faire des économies temporelles et financières, cette approche permet de comparer des comportements indépendamment de la taille des systèmes. Si comparer un avion de 30 cm avec un autre de 70 m dans des conditions identiques n'est pas pertinent, comparer la mécanique d'un homme de 1,65 m avec un autre de 2 m dans des conditions identiques ne l'est pas non plus.

Cette approche consistant à adapter les conditions expérimentales à la taille des systèmes repose sur le concept de similitude. Elle permet d'étudier des comportements mécaniques indépendamment des dimensions des systèmes. Dans l'étude du mouvement, ces dimensions sont principalement les dimensions de longueur, de masse et de temps. Cette approche est d'un grand intérêt pour comparer des systèmes plus ou moins complexes à différentes échelles, mais qu'en est-il lorsque l'on s'intéresse à un système biologique aussi complexe que le corps humain ? Dans ce travail de thèse nous développons une approche adimensionnelle de la locomotion humaine en considérant un individu petit comme étant le modèle réduit d'un plus grand.

Dans une première partie, un état de l'art montrera l'intérêt de l'analyse dimensionnelle dans l'ingénierie, son application à la locomotion animale et humaine et la complexité de la mécanique humaine en considérant le corps comme un assemblage de solides polyarticulés. Dans une seconde partie seront présentées nos contributions, concernant le développement d'une méthode de décomposition des forces de réactions au sol, l'application de l'approche adimensionnelle à la course et la marche humaine, et un questionnement autour de la modélisation à différentes échelles du comportement élastique de la locomotion. Enfin une dernière partie nous permettra de conclure, de discuter les limites de ce travail et d'envisager des perspectives pour des travaux futurs.

Deuxième partie

Etat de l'art

Analyse dimensionnelle et similitude - Bases

Sommaire

| | | |
|-----|--|-----------|
| 1.1 | Grandeurs et unités | 7 |
| 1.2 | Dimensions | 8 |
| 1.3 | Analyse dimensionnelle et théorème π | 9 |
| 1.4 | Similitudes | 12 |

L'analyse dimensionnelle est utilisée dans le domaine de la physique pour travailler sur les grandeurs et plus particulièrement les dimensions dont dépendent ces grandeurs. Notre travail portant sur une approche adimensionnelle de la locomotion, il est primordial de définir ces notions de grandeurs physiques, d'unités et de dimensions.

1.1 Grandeurs et unités

Une grandeur physique est un phénomène ou une propriété qui est quantifiable. Une grandeur physique possède généralement une ou plusieurs unités. En effet, une vitesse de 3 m.s^{-1} est égale à une vitesse de $10,8 \text{ km.h}^{-1}$. Pour comparer deux grandeurs équivalentes il faut qu'elles soient dans la même unité. Dans ce but, il a été créé un Système Internationale (SI) d'unité de mesure (Tab. 1.1). D'après le SI chaque grandeur physique doit être exprimée dans une seule unité qui est dépendante d'unités de base. En définissant les longueurs en mètre (symbole m) et les temps en secondes (symbole s), une vitesse qui correspond au rapport d'une distance sur un temps ne peut être exprimée qu'en mètre par seconde (symbole m.s^{-1}) en respectant les unités du SI. Ainsi la vitesse en mètre par seconde est une unité dérivée des unités de base du mètre et de la seconde.

Aussi une force est ce qui change la forme, l'état de repos ou le mouvement d'un corps. Le Newton est une unité dérivée des unités de masse, de longueur et de temps. En effet, un Newton est requis pour donner à une masse de 1 kg une accélération de 1 m.s⁻². Le Tableau 1.1 référence les unités des grandeurs principalement utilisées en physique.

Tableau 1.1 – Nom, symbole et unité des grandeurs de base du SI, et des principales grandeurs mécaniques dérivées

| | | Grandeur physique | | Unité | |
|----------------------------|---------------------|-------------------|----------|----------------------------|--------------------------|
| | | Nom | Symbole | Nom | Symbole |
| Grandeurs fondamentales | longueur | | l | mètre | m |
| | masse | | m | kilogramme | kg |
| | temps, durée | | t | seconde | s |
| | courant électrique | | I, i | ampère | A |
| | température | | T | kelvin | K |
| | quantité de matière | | n | mole | mol |
| | intensité lumineuse | | I_v | candela | cd |
| Grandeurs dérivées | aire | | A | mètre carré | m ² |
| | volume | | V | mètre cube | m ³ |
| | vitesse | | v | mètre par seconde | m.s ⁻¹ |
| | accélération | | a | mètre par seconde au carré | m.s ⁻² |
| | fréquence | | f | hertz | Hz |
| | force | | F | Newton | N |
| | moment | | M | Newton mètre | Nm |
| | énergie | | E | joule | J, N.m |
| | travail | | W | joule | J, N.m |
| | puissance | | P | watt | W, J.s ⁻¹ |
| | pression | | p | pascal | pa, N.m ⁻² |
| | angle | | α | radian | rad |

1.2 Dimensions

Les grandeurs dérivées du SI dépendent des grandeurs fondamentales (Howells, 2011). Les trois unités mécaniques fondamentales du SI considérées dans cette thèse sont :

La masse (m) dont l'unité est le kilogramme (kg) de dimension M ; $[m] = M$. Le kilogramme est la masse du prototype international conservé à Sèvres en France.

La longueur (l) dont l'unité est le mètre (m) de dimension L ; $[l] = L$. Le mètre est la longueur du chemin parcouru par la lumière dans le vide dans un intervalle de

temps de 1 / 299 792 458 seconde.

Le temps (t) dont l'unité est la seconde (s) de dimension T ; $[t] = T$. La seconde est la durée de 9 192 631 770 périodes de radiation correspondant à la transition entre les deux niveaux hyperfins d'état fondamental de l'atome du césium-133.

Ainsi, toutes les grandeurs dérivées vues précédemment vont être dépendantes des trois dimensions de base L, M et T. En reprenant l'exemple de la vitesse en mètre par seconde, la dimension d'une vitesse est $[v] = LT^{-1}$. Selon le principe fondamentale de la dynamique, une force correspond au produit d'une masse et d'une accélération : $[F] = [ma] = MLLT^{-2}$. De manière générale, la dimension $[G]$ des grandeurs dérivées précédentes s'exprime par un produit monôme de la forme : $[G] = M^m L^l T^t$. Le Tableau 1.2 fait état des dimensions des principales grandeurs fondamentales et dérivées du SI.

Tableau 1.2 – Dimension des principales grandeurs mécaniques

| Grandeur | Dimension | m | l | t |
|-----------------------------------|-----------------|---|----|----|
| longueur (m) | L | 0 | 1 | 0 |
| masse (kg) | M | 1 | 0 | 0 |
| temps (s) | T | 0 | 0 | 1 |
| aire (m ²) | L^2 | 0 | 2 | 0 |
| volume (m ³) | L^3 | 0 | 3 | 0 |
| vitesse (m.s ⁻¹) | LT^{-1} | 0 | 1 | -1 |
| accélération (m.s ⁻²) | LT^{-2} | 0 | 1 | -2 |
| fréquence (Hz) | T^{-1} | 0 | 0 | -1 |
| force (N) | MLT^{-2} | 1 | 1 | -2 |
| moment (Nm) | ML^2T^{-2} | 1 | 2 | -2 |
| énergie / travail (J) | ML^2T^{-2} | 1 | 2 | -2 |
| puissance (W) | ML^2T^{-3} | 1 | 2 | -3 |
| pression (pa) | $ML^{-1}T^{-2}$ | 1 | -1 | -2 |
| angle (rad) | 1 | 0 | 0 | 0 |

1.3 Analyse dimensionnelle et théorème π

La mise en équation permet de transcrire un phénomène physique. Cette équation met en relation des grandeurs physiques de différentes dimensions. La relation mathématique reliant différentes grandeurs doit être cohérente ou homogène. Si par exemple $G = G1 \times G2$ avec $[G] = M^m L^l T^t$; $[G1] = M^{m1} L^{l1} T^{t1}$ et $[G2] = M^{m2} L^{l2} T^{t2}$, la condition d'homogénéité

impose $m = m_1 + m_2$; $l = l_1 + l_2$; $t = t_1 + t_2$. Par exemple, le principe fondamental de la dynamique établit une relation cohérente entre une force et un produit d'une masse par une accélération $[ma/F] = 1$. Par contre, relier une aire avec un volume n'est pas physiquement cohérent car $[A/V] = L^{-1}$.

L'analyse dimensionnelle ne se limite pas à la vérification de l'homogénéité d'équation. En s'appuyant sur le théorème de Vaschy – Buckingham ou théorème π énoncé en 1914 (Buckingham, 1914), l'analyse dimensionnelle permet de caractériser un phénomène physique en diminuant le nombre de variables via. des Nombres Adimensionnels (NA) déterminés à partir des variables permettant de décrire le phénomène.

Le théorème π énonce que : si une équation physique met en jeu p variables physiques dépendantes de d dimensions de base, alors il existe une équation équivalente mettant en jeu $p - d$ nombres adimensionnels π construits à partir des variables physiques d'origine. Pour se l'approprier, appliquons le théorème π à un système simple afin de décrire son déplacement. Considérons un pendule auquel est donnée une vitesse initiale (fig. 1.1).

Application du théorème π à un pendule lancé avec une vitesse initiale

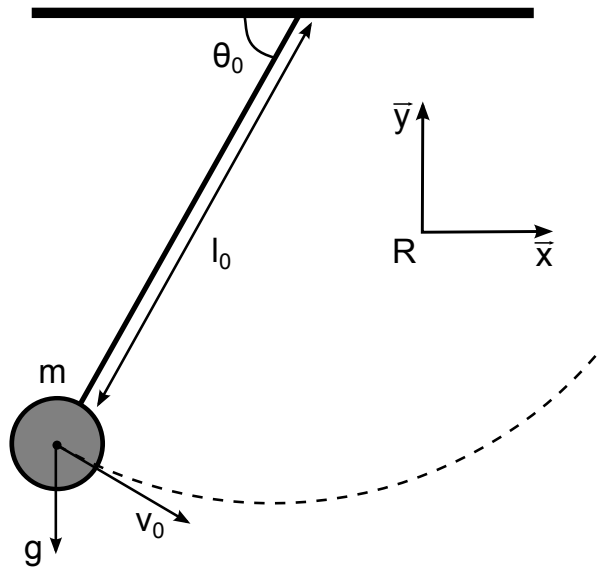


FIGURE 1.1 – Modèle de pendule lancé avec une vitesse initiale

La vitesse transmise au pendule étant toujours perpendiculaire au fil reliant le support à la masse, la trajectoire du pendule va dépendre de $p = 5$ paramètres : la longueur du fil l_0 , la masse m , la vitesse initiale v_0 , l'accélération gravitationnelle g et l'angle initial

du pendule θ_0 . Ces paramètres sont dépendants de $d = 3$ dimensions de base qui sont les dimensions de longueur (L), de masse (M) et de temps (T). Le théorème π stipule que $n - d = 5 - 3 = 2$ NA (π_1 et π_2) sont nécessaires pour décrire le mouvement du pendule.

Pour construire ces NA, il faut choisir les d (3) premiers des p (5) paramètres de sorte à ce qu'ils soient indépendants. Ces paramètres sont appelés les paramètres répétés. Chaque NA est construit avec les paramètres répétés et un des paramètres non répétés :

$$\begin{cases} \pi_1 = \pi_1(l_0, m, v_0, g) \\ \pi_2 = \pi_2(l_0, m, v_0, \theta_0) \end{cases} \iff \begin{cases} \pi_1 = l_0^a m^b v_0^c g \\ \pi_2 = l_0^d m^e v_0^f \theta_0 \end{cases} \quad (1.1)$$

Avec a, b, c, d, e et f les exposants des paramètres répétés pour chaque NA. En développant les NA en fonction des dimensions des paramètres qui les composent on obtient :

$$\begin{cases} \pi_1 = (L)^a (M)^b (LT^{-1})^c (LT^{-2}) \\ \pi_2 = (L)^d (M)^e (LT^{-1})^f (1) \end{cases} \iff \begin{cases} \pi_1 = L^{a+c+1} M^b T^{-c-2} \\ \pi_2 = L^{d+f} M^e T^{-f} \end{cases} \quad (1.2)$$

π_1 et π_2 étant adimensionnels, le système suivant peut être posé :

$$\begin{cases} a + c + 1 = 0 ; & b = 0 & ; & -c - 2 = 0 \\ d + f = 0 ; & e = 0 & ; & -f = 0 \end{cases} \quad (1.3)$$

En résolvant le système précédent, l'exposant de chaque paramètre est trouvé :

$$\begin{cases} a = 1 ; & b = 0 & ; & c = -2 \\ d = 0 ; & e = 0 & ; & f = 0 \end{cases} \quad (1.4)$$

Donc les deux NA sont :

$$\begin{cases} \pi_1 = l_0^1 m^0 v_0^{-2} g^1 = gl_0/v_0^2 \\ \pi_2 = l_0^0 m^0 v_0^0 \theta_0^1 = \theta_0 \end{cases} \quad (1.5)$$

Usuellement utilisé en mécanique des fluides, les NA peuvent être utilisés dans différents domaines avec une fonction différente. Ces NA permettent de caractériser le comportement de systèmes. Ils permettent aussi de définir des conditions ou des environnements afin de provoquer un comportement particulier du système. Le tableau 1.3 présente les principaux NA utilisés en physique et en mécanique des fluides ainsi que leur contexte

d'utilisation.

Tableau 1.3 – Principaux nombres adimensionnels utilisés en mécanique des fluides

| Nom | Formule | Contexte d'utilisation |
|----------|---|---|
| Mach | $Ma = v/c$ v : vitesse de l'objet ; c : vitesse du son dans le fluide | la compressibilité du fluide intervient |
| Froude | $Nfr = v/\sqrt{gl}$ v : vitesse du fluide ; g : accélération gravitationnelle ; l : longueur caractéristique | le fluide est pesant |
| Strouhal | $Str = fl/v$ f : fréquence d'émission des tourbillons ; l : longueur caractéristique ; v : vitesse du fluide | le fluide s'écoule autour d'un corps |
| Reynolds | $Re = vl/V$ v : vitesse du fluide ; l : longueur caractéristique ; V : viscosité cinématique | le fluide est visqueux |

Finalement, les NA donnent la possibilité aux expérimentateurs de contrôler les effets des paramètres expérimentaux tels que la taille des systèmes étudiés ou encore les conditions dynamiques dans lesquelles ils sont étudiés. Ils permettent de définir des similitudes entre deux systèmes ou phénomènes de même nature mais de différentes tailles ([Buckingham, 1914](#)).

1.4 Similitudes

Dans les domaines de la physique et de l'ingénierie, investiguer sur un modèle réduit pour se rendre compte du comportement d'un prototype à taille réelle est commun (fig. 1.2). En effet, réaliser des essais sur un modèle réduit plutôt que sur un prototype à taille réelle a des avantages financiers, temporels et matériels. Les tests sur modèles réduits sont réalisés : i) dans le domaine de l'aéronautique afin d'étudier le comportement d'une navette spatiale lors de son décollage, ii) dans le domaine de la mécanique des fluides pour tester les différentes forme de navire ou de sous-marins, iii) dans le domaine du

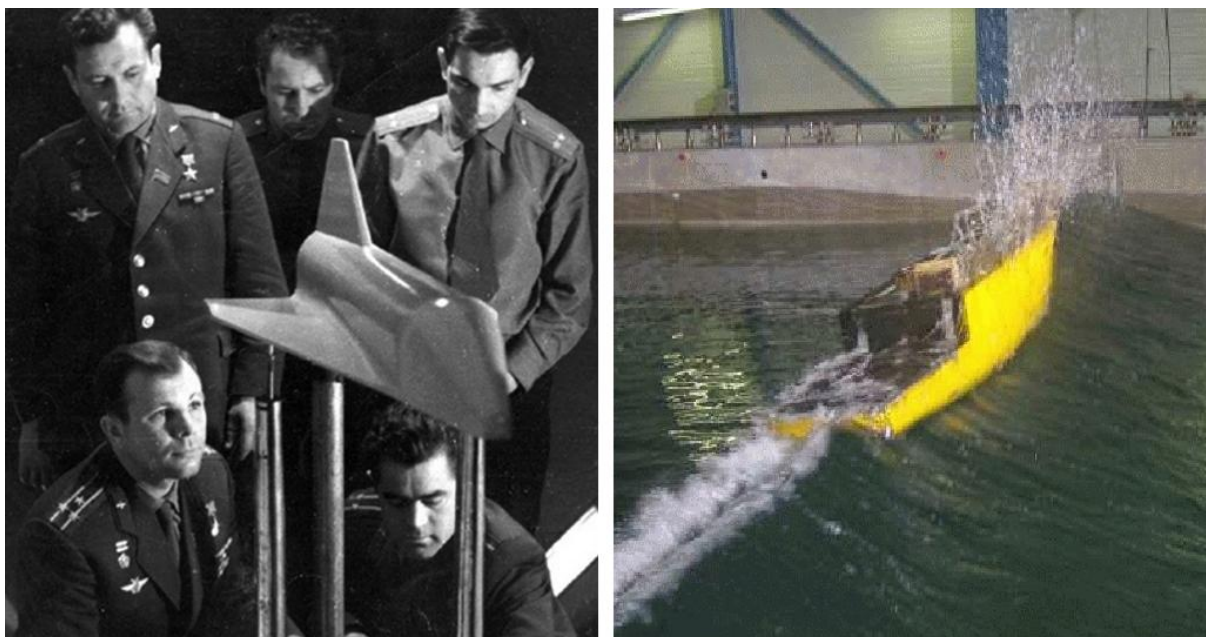


FIGURE 1.2 – Photo gauche : Youri Gagarine (en bas à gauche) travaillant sur un avion spatial dans les années 1960. Photo droite : modèle réduit d'un chasseur de mine dans un bassin des carènes.

développement pour décider d'une forme de tunnel ou de digue avant la construction, iv) etc.

Afin de reproduire le comportement du prototype à taille réelle via. le modèle réduit il faut respecter les formes relatives, les masses relatives et les conditions relatives en faisant en sorte que tout soit proportionnel. C'est sur ce principe de proportionnalité qu'il faut respecter les notions de similitudes :

Similitude géométrique les différentes parties du modèle ont les mêmes formes que les parties correspondantes du prototype, il existe un seul et même *facteur d'échelle des longueurs* pour les trois directions (C_L).

Similitude matérielle en plus de la similitude géométrique, les masses des différentes parties du modèle sont déterminées en multipliant les masses correspondantes du prototype par un seul et même *facteur d'échelle de masse* (C_M). Cette similitude induit une relation de la forme $C_M = C_L^3$, puisqu'elle considère que les matériaux du petit et du grand modèle sont les mêmes (masse volumique identique).

Similitude cinématique en plus de la similitude géométrique, les variables temporelles du modèle sont proportionnelles aux variables temporelles correspondantes du prototype. Il existe un seul et même *facteur d'échelle de temps* (C_T).

Similitude dynamique si les similitudes matérielles et cinématiques sont obtenues si-

multanément. Le modèle et le prototype sont *dynamiquement semblables* ou *dynamiquement similaires*. Il existe un seul et même facteur d'échelle par dimension de base : longueur C_L , masse C_M et temps C_T .

L'idée principale est que si deux systèmes sont proportionnels, ils peuvent être rendus identiques en multipliant toutes les longueurs, les masses et les temps du modèle réduit par C_L , C_M et C_T , respectivement. Ainsi toute grandeur G dérivée des dimensions de base (L, M et T) d'un petit modèle peut être mise à l'identique du grand modèle en multipliant G du petit modèle par le produit des facteurs d'échelle de ses dimensions de base. Par exemple, les forces (f) du petit système sont proportionnelles aux forces (F) du grand système. Les dimensions d'une force sont : $[F] = MLT^{-2}$. Donc f est rendu à l'identique de F en le multipliant par les facteurs d'échelles de ses dimensions de base soit $C_F = C_M C_L C_T^{-2}$, ainsi $f \times C_F = F$.

Récemment, les notions de similitudes ont été appliquées à la locomotion animale et humaine en considérant qu'un spécimen petit est le modèle réduit d'un plus grand.

Chapitre 2

Locomotion et similitude - Du modèle au vivant

Sommaire

| | | |
|-------|---|-----------|
| 2.1 | Modèles mécaniques de la locomotion | 16 |
| 2.1.1 | Modèle de course | 16 |
| 2.1.2 | Modèles de marche | 18 |
| 2.2 | Adimensionnement des modèles | 20 |
| 2.3 | Similitude locomotrice dans le vivant | 22 |
| 2.3.1 | Chez l'animal | 24 |
| 2.3.2 | Chez l'homme | 27 |
| 2.4 | Combinaisons de nombres adimensionnels pour la locomotion | 34 |
| 2.4.1 | Pour la course | 34 |
| 2.4.2 | Pour la marche | 37 |

L'application de l'analyse dimensionnelle à la locomotion était à l'origine pour comparer la locomotion entre les espèces allant du dinosaure ([Alexander, 1976](#)) à la souris ([McMahon, 1975](#)) en passant par l'homme préhistorique ([Alexander, 1984](#)). Les NA ont été appliqués à la locomotion ([Alexander & Jayes, 1983](#)) dans le but de mettre en évidence des similitudes de comportements chez les mammifères. Par exemple, [Alexander \(1976\)](#) estime que les dinosaures se déplaçaient entre 1 et 3,6 m.s⁻¹ à partir de traces de pas. Ces vitesses sont estimées à partir d'une relation qu'il existe pour un grand nombre d'espèce entre la vitesse, la longueur de pas et la taille des spécimens. Par la suite, l'utilisation des NA s'est vue justifiée par l'insertion de différents modèles de locomotion dont le but

est de modéliser le déplacement du centre de gravité ou Centre de Masse (CoM : Center of Mass). Les modèles de locomotion rendent compte de mécanismes de base. Ils sont simples afin de limiter le nombre de paramètres dont dépendent leurs mouvements.

2.1 Modèles mécaniques de la locomotion

Des études préliminaires avec l’outil plateforme de force ont permis de mettre en évidence des transferts se réalisant au CoM entre les différentes énergies (Cavagna et al., 1964, Cavagna & Kaneko, 1977, Farley & Ferris, 1998). Des modèles mécaniques pour lesquels des transferts d’énergie théoriques sont possibles ont été introduits (Cavagna et al., 1977, Mochon & McMahon, 1980, Blickhan, 1989, McMahon & Cheng, 1990, Geyer et al., 2006, Rummel et al., 2010). Ils sont tous simplifiés à une masse représentée au CoM oscillant à l’extrémité d’un segment, sans masse, rigide ou compliant. Les principales énergies dont les modèles tiennent compte sont :

Énergie Potentielle de Pesanteur (E_{PP}) énergie qui varie lorsque le CoM se déplace tout en étant soumis à la pesanteur (force conservative). Elle est directement dépendante de la position du CoM dans l’espace. *Formule* : $E_{PP} = mgh$ avec m la masse, g l’accélération gravitationnelle ($9,81 \text{ m.s}^{-2}$) et h la hauteur du CoM.

Énergie Cinétique Externe (E_C) énergie que possède le CoM du fait de son mouvement. Elle est directement reliée à sa masse et sa vitesse. *Formule* : $E_C = \frac{1}{2}mv^2$ avec v la vitesse du CoM.

Énergie Potentielle Élastique (E_{PE}) est l’énergie associée à la déformation élastique du segment compliant. Elle est directement liée à la raideur et à la variation de longueur du ressort. *Formule* : $E_{PE} = \frac{1}{2}k\Delta l^2$ avec k et Δl ; respectivement la raideur et la variation de longueur du ressort.

Les modèles simples présentés dans ce travail ne prennent pas en compte de perte d’énergie, ils sont conservatifs.

2.1.1 Modèle de course

Le déplacement du CoM, lors de la course chez les bipèdes ou lors du trot et du galop chez les quadrupèdes, peut être représenté (section 2.1) par une masse bondissante (fig. 2.1). Le modèle de masse bondissante consiste en une masse représentée au CoM

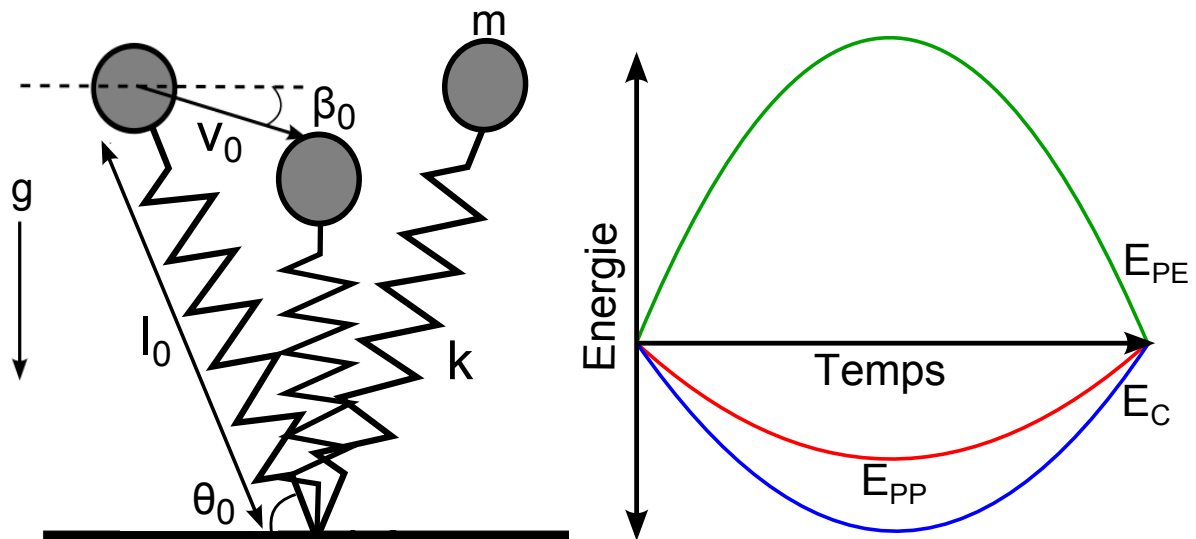


FIGURE 2.1 – Le modèle de masse bondissante et la variation d'énergie au CoM

oscillant à l'extrémité d'un ressort sans masse. Ce système est défini par sept paramètres : l'accélération gravitationnelle g , la masse m , la longueur initiale du ressort l_0 , l'angle initial du ressort θ_0 , la vitesse initiale du CoM v_0 , l'angle de la vitesse initiale β_0 et la raideur globale du ressort k (Blickhan, 1989, McMahon & Cheng, 1990).

Le déplacement du CoM, pendant la phase d'appui lors de la course ou lors du trot et du galop, peut être séparé en deux phases :

Phase d'amortissement de l'instant où le pied entre en contact avec le sol jusqu'à ce que le CoM soit à sa position la plus basse. Le centre de gravité s'abaisse et ralentit ce qui engendre une diminution des énergies potentielle de pesanteur et cinétique et une augmentation de l'énergie potentielle élastique.

Phase de propulsion de l'instant où le CoM est à sa position la plus basse jusqu'à ce que le pied quitte le sol. Le centre de gravité s'élève et accélère ce qui entraîne une diminution de l'énergie potentielle élastique et une augmentation des énergies potentielle de pesanteur et cinétique.

En plus des énergies potentielle de pesanteur et cinétique, l'énergie potentielle élastique est censée jouer un rôle important dans la conservation de l'énergie mécanique lors de la course (Cavagna et al., 1964).

2.1.2 Modèles de marche

2.1.2.1 Pendule inversé

Le déplacement du CoM, lors de la marche chez les bipèdes ou lors du pas chez les quadrupèdes, a été originellement représenté par un pendule inversé (fig. 2.2). Le modèle de pendule inversé consiste en une masse représentée au CoM oscillant à l'extrémité d'un segment rigide sans masse (Cavagna et al., 1977, Mochon & McMahon, 1980). Ce système est défini par cinq paramètres : l'accélération gravitationnelle g , la masse m , la longueur du segment l_0 , l'angle initial du segment θ_0 et la vitesse initiale du CoM v_0 .

Le CoM pendant la phase d'appui s'élève et ralentit ce qui engendre un transfert de l'énergie cinétique en énergie potentielle de pesanteur, puis, le CoM s'abaisse et accélère ainsi un transfert de l'énergie potentielle de pesanteur vers l'énergie cinétique se réalise.

Plus récemment, un aplatissement du centre de gravité a été mis en évidence lors de la marche (Lee & Farley, 1998). Cet aplatissement est d'autant plus grand que la vitesse augmente, pour atteindre une variation de longueur Δl_0 du segment « rigide » proche du Δl_0 pendant la course. Cette observation est appuyée par Pandy (2003) qui s'intéresse à la résultante des forces extérieures appliquées sur le CoM lors de simulation de déplacements de pendules inversés. Il montre que le pattern de la résultante des forces extérieures, habituellement mesuré à l'aide de plateformes de force chez l'homme, est très éloigné du pattern humain contrairement à un modèle plus compliant. Ces auteurs suggèrent un nouveau modèle de marche.

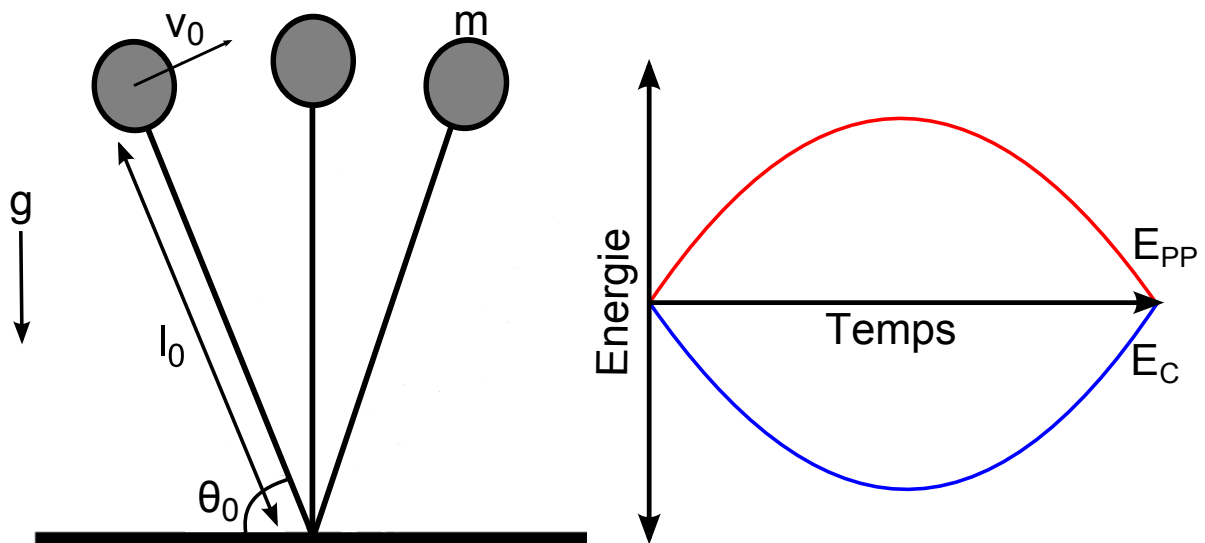


FIGURE 2.2 – Le modèle de pendule inversé et la variation d'énergie au CoM

2.1.2.2 Pendule inversé compliant

Le déplacement du CoM, lors de la marche chez les bipèdes, est actuellement représenté par un pendule inversé compliant (Geyer et al., 2006, Rummel et al., 2010, Lipfert et al., 2012). Ce modèle est très proche du modèle de masse bondissante et dépend des sept mêmes paramètres (fig. 2.3). Le déplacement du CoM, pendant la phase de simple appui

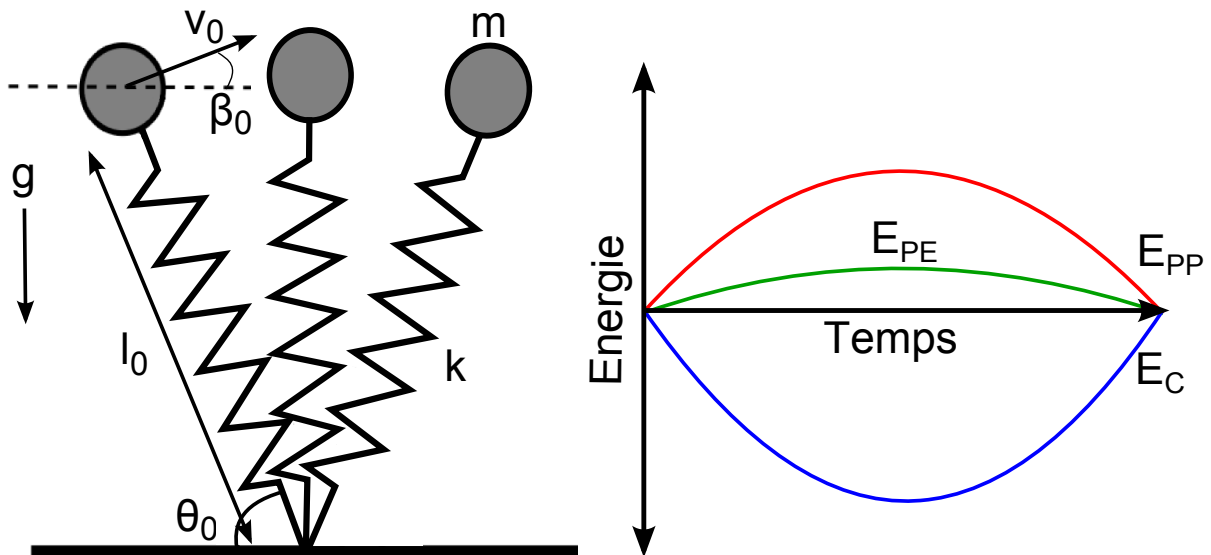


FIGURE 2.3 – Le modèle de pendule inversé compliant et la variation d'énergie au CoM

lors de la marche, peut être décrit en deux phases :

Phase d'amortissement de l'instant où le pied du membre controlatéral quitte le sol jusqu'à ce que le CoM atteigne sa position la plus haute (correspondant à l'instant où le CoM est au-dessus du point d'appui au sol). Le centre de gravité ralentit et s'élève, malgré une diminution de longueur du ressort, ce qui engendre une diminution de l'énergie cinétique et une augmentation des énergies potentielles de pesanteur et élastique.

Phase de propulsion de l'instant où le CoM a atteint sa hauteur maximale jusqu'au contact du pied controlatéral avec le sol. Le centre de gravité accélère et s'abaisse, malgré une augmentation de longueur du ressort, ce qui entraîne une diminution des énergies potentielles de pesanteur et élastique et une augmentation de l'énergie cinétique.

N.B. notons que d'autres modèles de locomotion intègrent un amortisseur cependant ils sont hors des considérations de ce travail.

2.2 Adimensionnement des modèles

Dans ce travail de thèse nous avons considéré les modèles de pendule inversé compliant et de masse bondissante pour représenter la marche et la course, respectivement. Ils prennent en compte une composante de raideur globale (k). Ces deux modèles dépendent des sept mêmes paramètres et peuvent être considérés comme un seul modèle de masse montée sur un ressort (SMM : Spring Mass Model), ainsi une seule application du théorème de Vaschy – Buckingham est nécessaire pour décrire le comportement du CoM via les NA ([Buckingham, 1914](#)).

Application du théorème π

Afin de déterminer le déplacement du SMM, sept variables physiques ($p = 7$) sont indispensables : la longueur initiale du ressort l_0 , la masse m , la vitesse initiale du CoM v_0 , la raideur globale du ressort k , l'accélération gravitationnelle g , l'angle de la vitesse initiale β_0 et l'angle initial du ressort θ_0 ([Blickhan, 1989](#), [McMahon & Cheng, 1990](#)). Les dimensions de ces variables sont L , M , LT^{-1} , MT^{-2} , LT^{-2} , 1 et 1, respectivement, impliquant $d = 3$ dimensions de base. Ainsi $7 - 3 = 4$ NA sont nécessaires pour décrire le mouvement du SMM. Chaque NA est construit avec les paramètres répétés (l_0 , m et v_0) et un des paramètres non répétés (k , g , β_0 ou θ_0) :

$$\left\{ \begin{array}{l} \pi 1 = \pi 1(l_0, m, v_0, k) \\ \pi 2 = \pi 2(l_0, m, v_0, g) \\ \pi 3 = \pi 3(l_0, m, v_0, \beta_0) \\ \pi 4 = \pi 4(l_0, m, v_0, \theta_0) \end{array} \right\} \iff \left\{ \begin{array}{l} \pi 1 = l_0^a m^b v_0^c k \\ \pi 2 = l_0^d m^e v_0^f g \\ \pi 3 = l_0^h m^i v_0^j \beta_0 \\ \pi 4 = l_0^n m^o v_0^p \theta_0 \end{array} \right. \quad (2.1)$$

Avec a , b , c , d , e , f , h , i , j , n , o et p les exposants des paramètres répétés pour chaque NA. En développant les NA en fonction des dimensions des paramètres qui les composent on obtient :

$$\left\{ \begin{array}{l} \pi 1 = (L)^a (M)^b (LT^{-1})^c (MT^{-2}) \\ \pi 2 = (L)^d (M)^e (LT^{-1})^f (LT^{-2}) \\ \pi 3 = (L)^h (M)^i (LT^{-1})^j (1) \\ \pi 4 = (L)^n (M)^o (LT^{-1})^p (1) \end{array} \right\} \iff \left\{ \begin{array}{l} \pi 1 = L^{a+c} M^{b+1} T^{-c-2} \\ \pi 2 = L^{d+f+1} M^e T^{-f-2} \\ \pi 3 = L^{h+j} M^i T^{-j} \\ \pi 4 = L^{n+p} M^o T^{-p} \end{array} \right. \quad (2.2)$$

π_1 , π_2 , π_3 et π_4 étant adimensionnels, le système suivant peut être posé :

$$\left\{ \begin{array}{l} a + c = 0 ; \quad b + 1 = 0 \quad ; \quad -c - 2 = 0 \\ d + f + 1 = 0 ; \quad e = 0 \quad ; \quad -f - 2 = 0 \\ h + j = 0 ; \quad i = 0 \quad ; \quad -j = 0 \\ n + p = 0 ; \quad o = 0 \quad ; \quad -p = 0 \end{array} \right. \quad (2.3)$$

En résolvant le système précédent, l'exposant de chaque paramètre est trouvé :

$$\left\{ \begin{array}{l} a = 2 ; \quad b = -1 \quad ; \quad c = -2 \\ d = 1 ; \quad e = 0 \quad ; \quad f = -2 \\ h = 0 ; \quad i = 0 \quad ; \quad j = 0 \\ n = 0 ; \quad o = 0 \quad ; \quad p = 0 \end{array} \right. \quad (2.4)$$

Donc les quatre NA sont :

$$\left\{ \begin{array}{l} \pi_1 = l_0^2 m^{-1} v_0^{-2} k^1 = kl_0^2 / mv_0^2 \\ \pi_2 = l_0^1 m^0 v_0^{-2} g^1 = gl_0 / v_0^2 \\ \pi_3 = l_0^0 m^0 v_0^0 \beta_0^1 = \beta_0 \\ \pi_4 = l_0^0 m^0 v_0^0 \theta_0^1 = \theta_0 \end{array} \right. \quad (2.5)$$

Par analogie, la fréquence d'oscillation libre f_0 du SMM vaut $\sqrt{k/m}$ (McMahon et al., 1987), le nombre de Strouhal peut ainsi être identifié dans π_1 . Aussi, lorsque l'on fait référence au nombre de Froude dans la littérature portant sur la locomotion, il vaut v^2/gl , ainsi :

$$\begin{aligned} - \pi_1 &= \frac{l_0^2}{v_0^2} \times \frac{k}{m} = \frac{l_0^2 f_0^2}{v_0^2} = Str^2 \\ - \pi_2 &= \frac{l_0 g}{v_0^2} = Nfr^{-1} \end{aligned}$$

Finalement, quatre NA sont nécessaires pour caractériser et décrire le comportement d'un modèle simple résumant deux modes de locomotion. La composition des NA nécessaires à la description d'un phénomène mécanique va dépendre directement du choix des paramètres répétés et du choix des paramètres caractéristiques du système. Dans notre cas, les NA sont le carré du nombre de Strouhal, l'inverse du nombre de Froude, l'angle de la vitesse initiale et l'angle du ressort au début de l'appui. Les NA de Strouhal (Str) et Froude (Nfr) correspondent respectivement à la fréquence adimensionnelle et à la vitesse

adimensionnelle.

L'application du théorème π permet d'extraire des NA qui vont amener les expérimentateurs à mettre en évidence des similitudes ou à les engendrer.

N.B. notons que l'application du théorème π au modèle de pendule inversé met en évidence les deux mêmes NA que ceux déterminés pour le modèle de pendule lancé avec une vitesse initiale (section 1.3) dont un est l'angle initial et l'autre le nombre de Froude.

2.3 Similitude locomotrice dans le vivant

Nous parlons de similitude dynamique lorsque les paramètres mécaniques d'un petit spécimen sont identiques à celui d'un plus grand aux facteurs d'échelle près. Il existe un facteur d'échelle pour les longueurs (C_L), pour les masses (C_M) et pour les temps (C_T) (section 1.4). Le grand intérêt des similitudes dynamiques chez les êtres vivants est de pouvoir comparer des comportements indépendamment de la morphométrie. Ces similitudes sont appréciées de deux manières.

La première est de s'intéresser à la variabilité inter-spécimen de paramètres mécaniques normalisés et exprimés sans dimension (PA : Paramètres Adimensionnels) qui sont communément (Hof, 1996, Pierrynowski & Galea, 2001, Bullimore & Donelan, 2008, Delattre et al., 2009, Wannop et al., 2012) la vitesse relative de déplacement, la force verticale maximale relative (RPF : Relative Peak Force), le temps de contact relatif (DF : Duty Factor), la longueur de pas relative (RSL : Relative Stride Length)... Si deux individus homologues (S_1 et S_2) se déplacent dans des conditions dynamiques similaires alors les PA qui décrivent le patron locomoteur sont identiques (Pierrynowski & Galea, 2001, Delattre et al., 2009) : $RPF_1 = RPF_2$, $DF_1 = DF_2$, $RSL_1 = RSL_2$. D'autres PA peuvent être construits comme présenté dans le tableau 2.1. La procédure pour adimensionner un paramètre peut être simplifiée en utilisant l'accélération gravitationnelle ($[g] = LT^{-2}$) (Hof, 1996, Pierrynowski & Galea, 2001) plutôt que le produit d'une longueur par une fréquence au carré ($[lf^2] = LT^{-2}$).

La deuxième façon d'approcher les similitudes locomotrices est de comparer des facteurs d'échelle théoriques déterminés par l'approche dimensionnelle avec des facteurs d'échelle mesurés expérimentalement. Un facteur d'échelle est le ratio d'un paramètre mécanique d'un sujet par rapport à un autre. Pour une population de n sujets, les fac-

Tableau 2.1 – Paramètres mécaniques communs à l’analyse de la locomotion, procédure d’adimensionnement et facteurs d’échelles théoriques. L’indice ^A signifie que le paramètre est exprimé dans une forme adimensionnelle.

| Paramètres | Paramètres adimensionnels | Facteurs d’échelles théoriques |
|--|-----------------------------|--------------------------------|
| hauteur du CdM (l) | - | C_L |
| masse du corps (m) | - | C_M |
| fréquence d’oscillation du CdM (f) | - | C_T^{-1} |
| longueur | $longueur^A = longueur/l$ | C_L |
| masse | $masse^A = masse/m$ | C_M |
| temps | $temps^A = temps f$ | C_T |
| aire (A) | $A^A = A/l^2$ | C_L^2 |
| volume (V) | $V^A = V/l^3$ | C_L^3 |
| vitesse (v) | $v^A = v/(lf)$ | $C_L C_T^{-1}$ |
| accélération (a) | $a^A = a/(lf^2)$ | $C_L C_T^{-1}$ |
| fréquence | $frequence^A = frequence/f$ | C_T^{-1} |
| force (F) | $F^A = F/(mlf^2)$ | $C_M C_L C_T^{-2}$ |
| moment (M) | $M^A = M/(ml^2 f^2)$ | $C_M C_L^2 C_T^{-2}$ |
| énergie (E) | $E^A = E/(ml^2 f^2)$ | $C_M C_L^2 C_T^{-2}$ |
| puissance (P) | $P^A = P/(ml^2 f^3)$ | $C_M C_L^2 C_T^{-3}$ |
| pression (p) | $p^A = p/(ml^{-1} f^2)$ | $C_M C_L^{-1} C_T^{-2}$ |
| angle | - | - |

teurs d’échelle sont donc déterminés grâce aux combinaisons par paire qui sont au nombre de $C_n^2 = n(n-1)/2$. Les facteurs d’échelle de base (C_L , C_M et C_T) sont dérivés des trois dimensions de base de chaque système (longueur, masse et temps, respectivement). C_L est calculé à partir du ratio de longueurs caractéristiques des individus (taille, hauteur du CoM, longueur de jambe...), C_M théorique est calculé tel que $C_M = C_L^3$ parce que les individus possèdent théoriquement la même masse volumique, et C_T théorique dépend des conditions expérimentales. Les autres facteurs d’échelle théoriques sont développés à partir des facteurs d’échelle de base (tab. 2.1) et représentent comment les paramètres de chacun devraient être reliés si les conditions de similitudes dynamiques étaient respectées. Les facteurs d’échelle mesurés sont, eux, développés à partir des mesures expérimentales des paramètres mécaniques. Par exemple, le facteur d’échelle théorique entre deux individus (S_1 et S_2) pour la force verticale maximale est $C_{Force_{1-2}}^{theo} = C_L C_M C_T^{-2}$ alors que le facteur d’échelle mesuré est $C_{Force_{1-2}}^{mes} = Force_1/Force_2$. Lorsque pour un paramètre

donné tous les facteurs d'échelle théoriques sont égaux aux facteurs d'échelle mesurés, alors le paramètre est considéré comme similaire d'un individu à l'autre. Autrement dit, les individus sont dans des conditions de similitudes dynamiques, ou encore dans des conditions expérimentales similaires.

2.3.1 Chez l'animal

Etranger aux considérations du théorème π , [Alexander \(1989\)](#) écrit que les similitudes dynamiques sont possibles uniquement dans certaines circonstances qui dépendent de la nature des forces en présence. Il considère que la pesanteur joue un rôle important dans la locomotion et suggère d'utiliser le nombre de Froude ($Nfr = v^2/gl$) pour engendrer des similitudes dynamiques, avec v la vitesse de déplacement et l la longueur de la jambe alors que le modèle du pendule définit l comme la distance entre l'origine de la réaction du sol (CoP : Center of Pressure) et le CoM. De la même manière une composante élastique semble intervenir pendant la course, selon lui, les similitudes dynamiques requièrent d'utiliser le nombre de Strouhal ($Str = fl/v$ avec f la fréquence de pas).

Plus récemment, [Bullimore & Burn \(2006\)](#) ont cherché à mettre en évidence des comportements locomoteurs similaires chez 21 chevaux domestiques (*Equus caballus*) de tailles et de poids très différents : le plus grand ayant une longueur de jambe de 1,49 m et une masse de 714 kg et le plus petit ayant une longueur de jambe de 0,63 m et une masse de 86 kg. Après avoir interpolé le RSL et le DF à partir de trots spontanés, les auteurs ont montré que les PA étaient identiques pour les 21 chevaux à 0,5, 0,75 et 1 Nfr. Partant du principe qu'une valeur de PA est retrouvée à une fraction de Nfr donnée, cette étude suggère que Nfr seul engendre des locomotions similaires.

[Alexander & Jayes \(1983\)](#) ont montré qu'il était possible de comparer la locomotion d'un rongeur avec celle d'un rhinocéros. En effet, ils s'intéressent aux relations de phase entre les deux membres antérieurs chez des quadrupèdes de différentes tailles selon leur vitesse relative (Nfr). La relation de phase est définie par le pourcentage de cycle écoulé entre la pose d'un pied au sol et la pause de l'autre pied. Les auteurs ont montré que les quadrupèdes passent du trot (locomotion symétrique) au galop (locomotion asymétrique) entre des fractions de Nfr égales à 2 et 3 (fig. 2.4).

Dans la même étude, Alexander et Jayes ont montré que l'évolution de l'amplitude relative de cycle (RCL : Relative Cycle Length) en fonction de Nfr est la même quelle

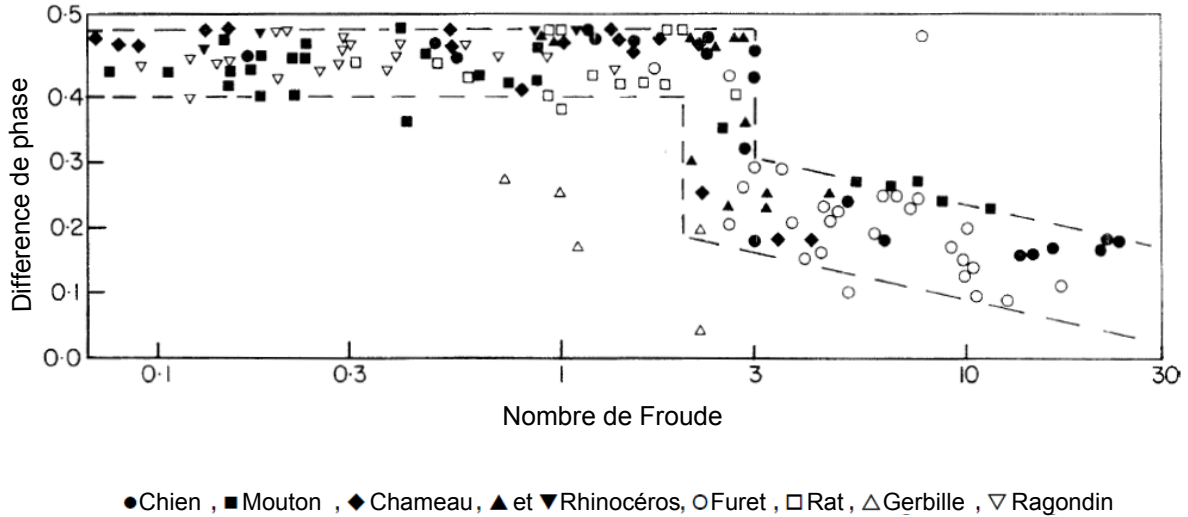


FIGURE 2.4 – Relation entre la différence de phase des membres antérieurs et Nfr (abscisses à l'échelle logarithmique); *adapté de Alexander & Jayes (1983)*.

que soit l'espèce (fig. 2.5). Le RCL représente la distance réalisée lors d'un cycle (CL : Cycle length) rapportée à la longueur du membre inférieur (l). Les auteurs mettent en évidence une relation de la forme $RCL = 2,3 \cdot Nfr^{0,3}$. Notons que dans la littérature, le terme de longueur de pas relative (RSL) revient plus souvent que RCL. La relation qui relie ces deux paramètres est $RSL = RCL/2$. La vitesse de déplacement (v) est définie par le produit de la longueur de pas (SL : Stride Length) par la fréquence de pas (f). Selon l'équation 2.6, RSL équivaut à l'inverse de Str. Ainsi, la relation mise en évidence par Alexander & Jayes (1983) (fig. 2.5) suggère une relation spontanée entre Nfr et Str ($Str = 1,15^{-1} \cdot Nfr^{-0,3}$) quel que soit le mode de locomotion.

$$RSL = \frac{SL}{l} = \frac{v}{f} \times \frac{1}{l} = \frac{v}{fl} = Str^{-1} \quad (2.6)$$

Les relations entre RSL et Nfr, présentées dans la figure 2.6 par Gatesy & Biewener (1991), ne s'intéressent qu'à des espèces bipèdes. L'évolution des RCL ou des RSL en fonction de Nfr chez les bipèdes semble se décomposer en deux relations distinctes avant et après la transition de la marche à la course. Ces deux relations sont bien visibles pour l'homme, pour la marche d'une part et pour la course d'autre part. Cela suggérerait deux relations spontanées différentes entre RSL et Nfr pour la marche et pour la course chez les bipèdes, et par conséquent une relation spontanée entre Str et Nfr pour chaque mode de locomotion.

D'après les études précédentes, les espèces étudiées se meuvent de différentes manières :

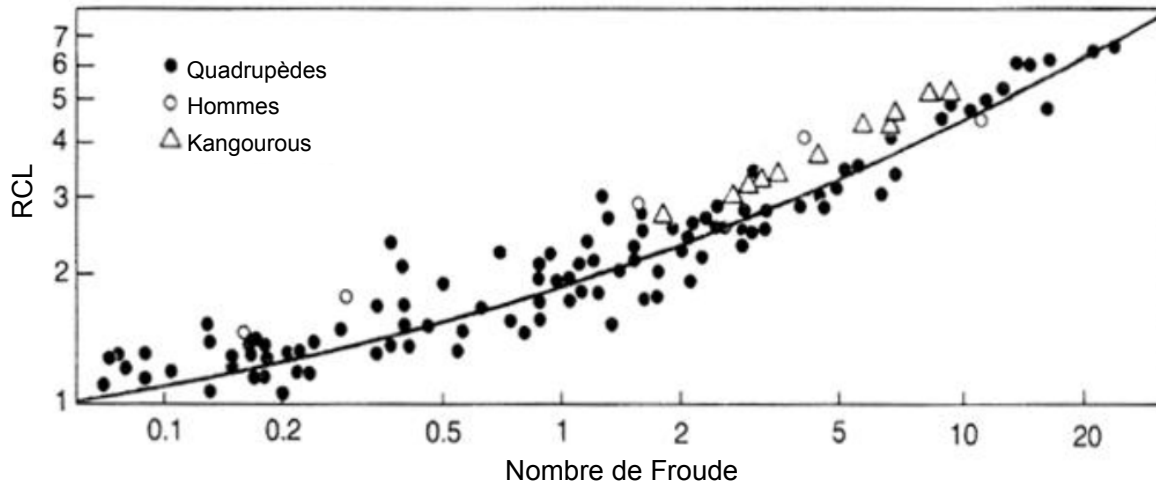


FIGURE 2.5 – Relation entre l'amplitude de cycle relative (RCL) et Nfr (abscisses et ordonnées à l'échelle logarithmique); *adapté de Alexander & Jayes (1983)*.

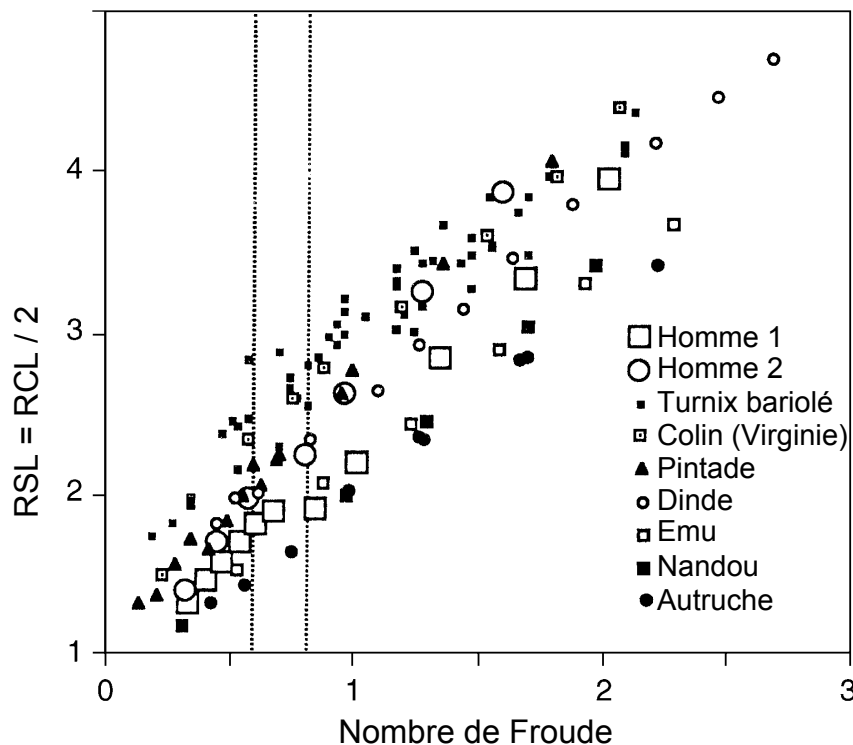


FIGURE 2.6 – Relation entre l'amplitude de pas relative (RSL) et Nfr; *adapté de Gatesy & Biewener (1991)*. Les deux barres verticales représentent la zone de transition de la marche à la course.

la marche, le trot, la course, le galop et le saut. Malgré la grande variété de comportements des vertébrés étudiés, les différentes espèces suivent une stratégie commune (fig. 2.5) qui est indépendante de tous paramètres inter-spécimens tels que l'espèce, la taille, la masse... Bien qu'il semble qu'au niveau inter-espèces il y ait une seule stratégie commune, les travaux de [Gatesy & Biewener \(1991\)](#) suggèrent deux stratégies différentes au sein même

des bipèdes qui correspondent à deux modes de locomotion : la marche et la course. Ceci est en accord avec les deux comportements différents du modèle commun de SMM (sections 2.1.1 et 2.1.2.2).

2.3.2 Chez l'homme

Chez l'homme, les similitudes locomotrices ont été approchées à travers deux méthodologies : i) à partir du comportement spontané et ii) à partir de conditions expérimentales similaires. La première (i) consiste à identifier l'évolution d'un PA en fonction d'un autre PA, comme cela a été fait avec la vitesse relative chez l'animal (Alexander & Jayes, 1983, Gatesy & Biewener, 1991). La deuxième (ii) consiste à déterminer des conditions expérimentales similaires à partir d'un PA et plus précisément d'un NA pour induire des similitudes dynamiques.

i) Comportements spontanés

Ce type d'approche permettant d'évincer l'influence de l'anthropométrie, les études comparant enfants et adultes sont courantes et ont pour objet d'étudier l'évolution des coordinations motrices au cours de l'avancée en âge (Alexander, 1984, Hof & Zijlstra, 1997, Sutherland, 1997, Pierrynowski & Galea, 2001, Stansfield et al., 2003, Vaughan, 2003). Lorsque les paramètres de locomotion tels que la longueur de pas, la fréquence de pas et le temps de contact sont adimensionnés selon les recommandations de Hof (1996), ils varient pendant les six premières années de vie (Hof & Zijlstra, 1997, Vaughan, 2003) (fig. 2.7). À partir de 7 ans, ces PA sont invariants jusqu'à l'âge adulte (Hof & Zijlstra, 1997). Alexander (1984) pour sa part met en avant une invariance de RSL à partir de 4 ans. Cette invariance suggère une stratégie locomotrice commune, indépendante de l'anthropométrie et du développement à partir de 7 ans, répondant à un objectif supposé d'économie d'énergie (Zarrugh et al., 1974, Vaughan, 2003). La différence apparente avant l'âge de 6 ans est due, selon Vaughan (2003), au fait qu'avant un certain stade de maturité, la stratégie biomécanique de l'enfant consiste à minimiser les risques de chute.

La même approche permet à Alexander (1984) d'estimer les paramètres locomoteurs d'hominidés à partir de la relation $RSL = f(Nfr)$ de plusieurs espèces et à Vaughan & Blaszczyk (2008) d'estimer la vitesse de déplacement de *Homo floresiensis* et *Laetoli hominins* à 1,03 à 1,14 m.s⁻¹ sachant que l'homme moderne marche à 1,44 m.s⁻¹.

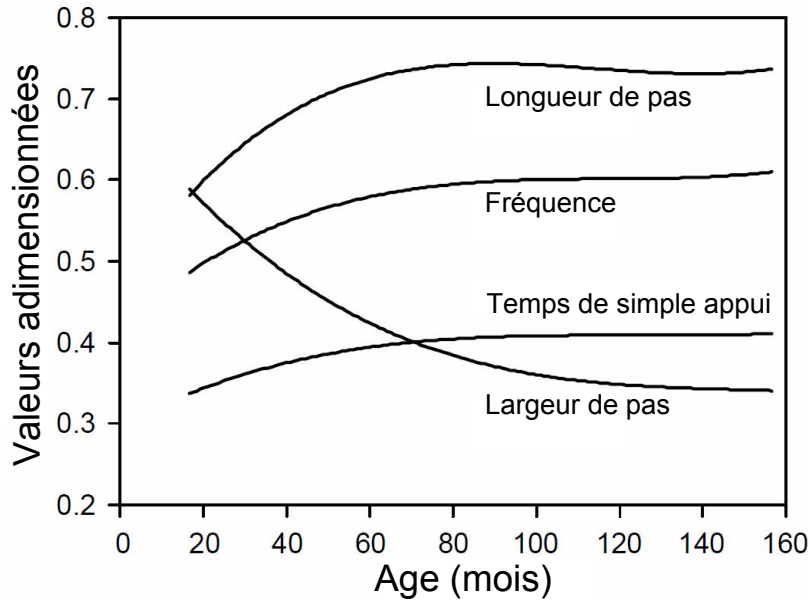


FIGURE 2.7 – Paramètres de marche spontanés adimensionnés en fonction de l’âge ; *adapté de Vaughan (2003)*.

Toujours dans l’objectif de comparer des individus de tailles différentes, [Minetti et al. \(1994\)](#) ont comparé la consommation d’oxygène ($mlO_2.min^{-1}$) de pygmées et de caucasiens marchant et courant sur un tapis roulant. Ils ont montré que la consommation d’ O_2 normalisée par la masse des individus en $mlO_2.kg^{-1}.min^{-1}$ était équivalente entre les deux populations pour la marche à des fractions de Nfr donnés, par contre les pygmées consommaient moins d’ O_2 que les caucasiens pour la course. Ces résultats suggèrent que les deux populations se déplacent de manière similaire pour la marche et non pour la course. Cependant la consommation d’ O_2 normalisée par la masse ne représente pas un PA, or, pour estimer des similitudes l’adimensionnalité d’un paramètre est nécessaire. La consommation d’ O_2 ayant pour dimension L^3T^{-1} le produit des paramètres mécaniques pour l’adimensionner doit avoir la même dimension, par exemple l^3f ou l^2v avec l la longueur de la jambe, f la fréquence de pas et v la vitesse de déplacement. Ces résultats sont à nuancer car tous les effets de l’anthropométrie sur la consommation d’ O_2 ne sont peut-être pas supprimés.

[Saibene & Minetti \(2003\)](#) regroupent des études avec des populations particulières (enfants, pygmées et nains) et montrent que le maximum de conversion de l’énergie potentielle de pesanteur en énergie cinétique et inversement (65%) est atteint lorsque les individus se déplacent à une valeur Nfr égale à 0,25 (fig. 2.8). Ce résultat est en accord avec l’étude de [Collett et al. \(2007\)](#) qui montre que la consommation d’ O_2 chez neuf adultes

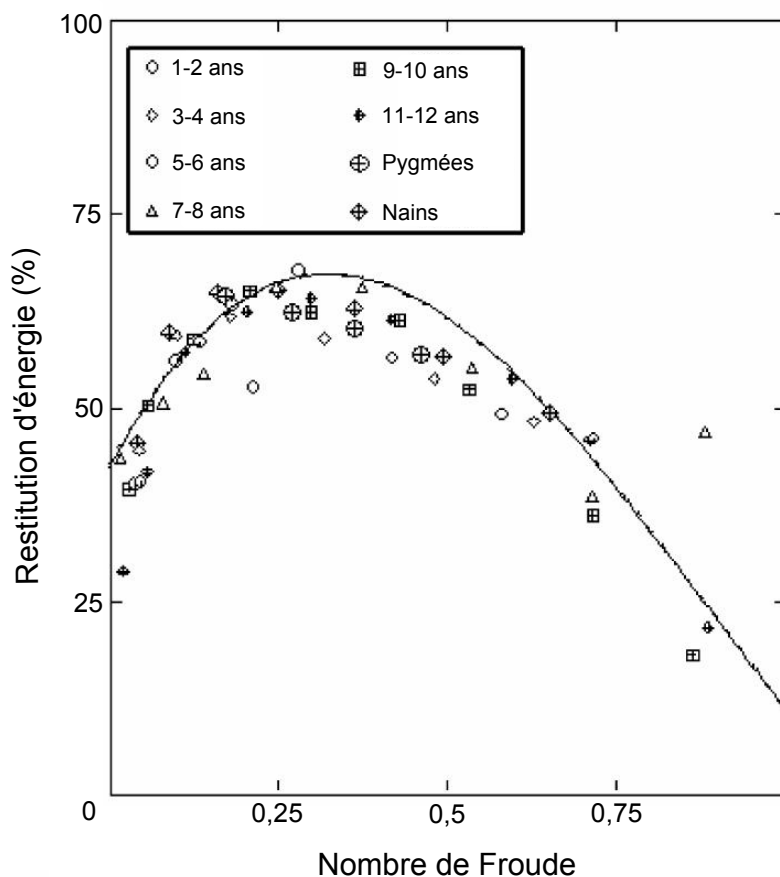


FIGURE 2.8 – Conversion d'énergie potentielle de pesanteur en énergie cinétique et inversement en fonction de Nfr ; *adapté de Saibene & Minetti (2003)*.

est la plus faible à une fraction de Nfr de 0,27 malgré un maximum de conversion à une valeur de Nfr de 0,17. La fraction de Nfr de 0,25 est la vitesse relative de marche considérée comme la plus économique.

D'autre part, l'effet de la gravité en général a été étudié à partir de comportements spontanés dans des conditions expérimentales simulant des champs gravitationnels différents de celui de la Terre ($9,81 \text{ m.s}^{-1}$). [Donelan & Kram \(2000\)](#) ont fait courir des individus à 2, 3, 4 et 5 m.s^{-1} dans des conditions simulées d'hypo-gravité terrestre : $1g / 0,75g / 0,5g / 0,25g$. Les DF, RSL et RPF sont proportionnels à Nfr quels que soient les champs gravitationnels. Des individus se déplaçant à un même Nfr à des champs gravitationnels différents se déplacent de manière similaire. Dans cette étude les NA de Groucho (Gr) et de Strouhal vertical (Str_v), qui seront détaillés dans la partie 2.4.1, ont été utilisés pour estimer les similitudes dynamiques mais avec moins de succès. En regroupant un certain nombre d'études ([Margaria & Cavagna, 1964](#), [Kram et al., 1997](#), [Cavagna et al., 1998](#), [Griffin et al., 1999](#), [Cavagna et al., 2000](#)), [Minetti \(2001\)](#) a présenté, dans le jour-

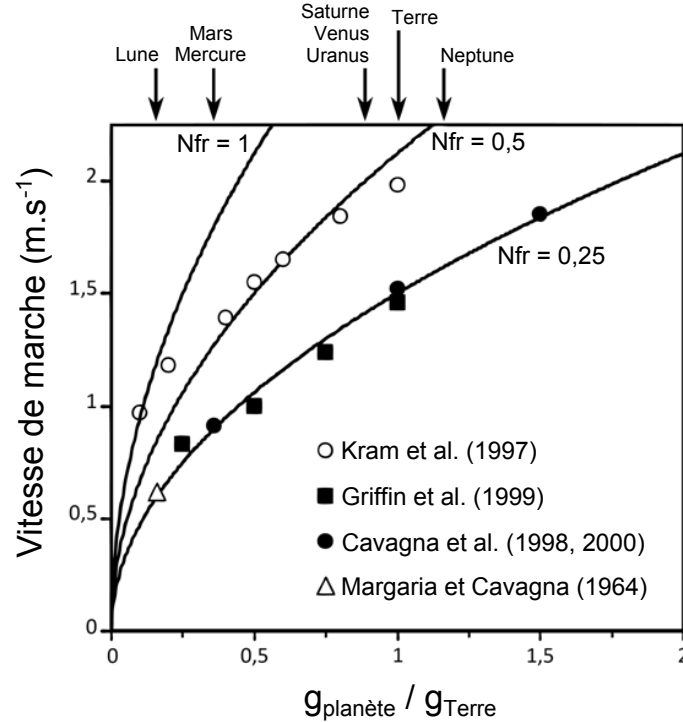


FIGURE 2.9 – Vitesse de marche en fonction de la gravité exprimée en proportion de la gravité terrestre pour un homme dont la longueur du membre inférieur est 0,92 m ; *adapté de Minetti (2001)*. Les trois courbes théoriques représentent la vitesse de marche optimale ($Nfr = 0,25$), la vitesse de transition marche-course ($Nfr = 0,5$) et la vitesse maximale de marche ($Nfr = 1$).

nal *Nature*, les vitesses maximales et optimales de marche et de transition marche-course auxquelles se déplacerait un individu, avec une longueur du membre inférieur de 0,92 m, sur les autres planètes à partir du nombre de Froude (fig. 2.9).

ii) Conditions expérimentales similaires

Une autre manière d'étudier des comportements dynamiquement similaires est de les provoquer en déterminant des conditions expérimentales dites similaires ou proportionnelles. Les conditions similaires sont déterminées à partir de nombres adimensionnels (Donelan & Kram, 1997, 2000, Moretto et al., 2007, Delattre et al., 2009).

C'est sur ce principe que Donelan & Kram (1997, 2000) étudient les similitudes dynamiques dans des conditions d'hypo-gravité pour la marche et la course. Dans le cas de la marche (Donelan & Kram, 1997), les auteurs imposent quatre valeurs de Nfr (0,1 / 0,2 / 0,3 / 0,4) pour quatre valeurs de champ gravitationnel (0,25g / 0,5g / 0,75g / 1g) empiriquement imposées par un baudrier soutenu par un treuil. Nfr étant égal au rapport

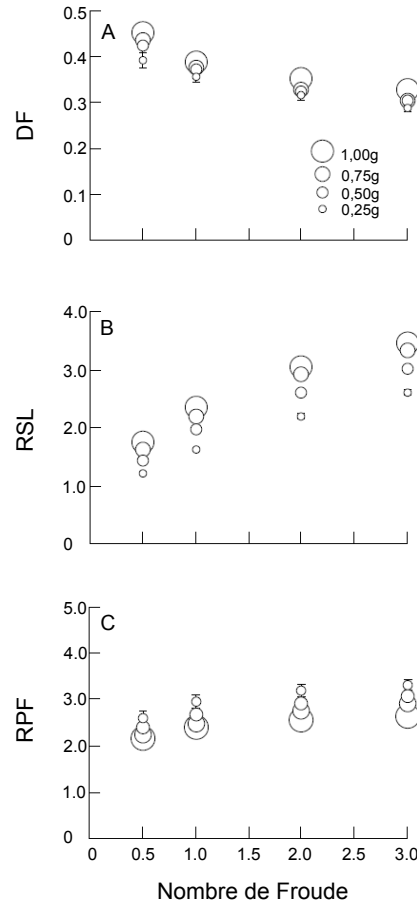


FIGURE 2.10 – Evolution des PA avec Nfr dans différents champs gravitationnels pour la course; *adapté de Donelan & Kram (2000)*.

du carré de la vitesse de déplacement sur le produit de l'accélération gravitationnelle par la longueur du membre inférieur, ils déterminent ainsi des vitesses propres à chaque individu (i) et à chaque champ gravitationnel (g) appelées vitesses similaires par l'équation : $vsim_i = \sqrt{Nfr \times g \times l_i}$. Ainsi, deux individus avec $l_1 = 0,6 m$ et $l_2 = 0,9 m$ se déplaçant à $Nfr = 0,4$ à un $g = 0,5 \times 9,81 = 4,905 m.s^{-2}$ auront des vitesses similaires $vsim_1 = \sqrt{0,4 \times 4,905 \times 0,6} = 1,08 m.s^{-1}$ et $vsim_2 = \sqrt{0,4 \times 4,905 \times 0,9} = 1,33 m.s^{-1}$. Ces mêmes auteurs ont réalisé une étude similaire pour la course (Donelan & Kram, 2000) avec quatre autres valeurs de Nfr (0,5 / 1 / 2 / 3) et les mêmes valeurs de champ gravitationnel. Pour ces deux études, ils ont montré que des individus se déplaçant au même Nfr avaient des PA du mouvement proches quels que soient les champs gravitationnels (fig. 2.10). Malgré ces résultats les auteurs estiment que le nombre de Froude seul ne permet pas d'induire des similitudes dynamiques pendant la marche ou la course.

Moretto et al. (2007), de leur côté, s'intéressent aux similitudes dynamiques pendant la marche d'individus de tailles différentes. Ces auteurs utilisent un protocole permettant

de comparer les similitudes dynamiques des paramètres cinématiques et des pressions plantaires entre des individus se déplaçant à la même vitesse vs. se déplaçant à des vitesses similaires déterminée à partir de Nfr. Pour ce faire, ils ont imposé, dans un premier temps, deux vitesses différentes à chaque individu (0,83 et 1,16 m.s⁻¹), et dans un second temps, ils ont calculé deux Nfr moyens à partir des vitesses identiques pour chaque individu (0,27 et 0,37) et ont imposé une vitesse similaire propre à chaque individu en fonction du Nfr moyen. Les résultats mettent en évidence que la variabilité angulaire au cours du cycle est largement diminuée lorsque les participants se déplacent à une vitesse similaire (fig. 2.11). Rappelons, à ce stade, qu'un angle n'a pas de dimension et peut-être considéré comme un PA, ainsi la diminution de la variabilité angulaire correspond à un comportement plus similaire. Dans la condition vitesse similaire, les PA de pressions plantaires ont une plus faible variabilité entre les individus et la comparaison des facteurs d'échelle théoriques et mesurés (section 2.3) met en évidence un comportement plus similaire. Il apparaît que Nfr permet d'induire des comportements plus similaires que des vitesses identiques lors de la marche chez des individus de tailles différentes.

Concernant la course, [Delattre et al. \(2009\)](#) prennent en compte la suggestion d'[Alexander \(1989\)](#) qui est d'utiliser le nombre adimensionnel de Strouhal ($Str = fl/v$) dont la fréquence d'oscillation (f) peut être rapportée à la modélisation d'une composante élastique (SMM), pour induire des similitudes dynamiques chez des hommes de tailles différentes. Ainsi dans leurs travaux, [Delattre et al. \(2009\)](#) ont réalisé une expérimentation en trois temps auprès de quinze hommes. Le premier temps ($EC_{3,5}$) consistait à faire courir tous les individus à la même vitesse (3,5 m.s⁻¹) et une fréquence de pas libre. Dans un deuxième temps (EC_{Nfr}) une vitesse similaire propre à chacun était imposée à partir du Nfr moyen, et les individus choisissaient leur fréquence de pas. Dans un troisième temps (EC_{Str}), la vitesse était laissée libre au sujet, par contre une fréquence similaire propre à chacun était imposée à partir du Str moyen de $EC_{3,5}$. La détermination des fréquences similaires se fait de la même manière que pour les vitesses similaires ($f_{sim_i} = Str \times v/l_i$) : deux individus avec $l_1 = 0,6\ m$ et $l_2 = 0,9\ m$ se déplaçant à $Str = 0,38$ à une vitesse $v = 3,5\ m.s^{-1}$ auront des fréquences similaires $f_{sim_1} = 0,38 \times 3,5/0,6 = 2,22\ pas.s^{-1}$ et $f_{sim_2} = 0,38 \times 3,5/0,9 = 1,48\ pas.s^{-1}$. Les paramètres étudiés pour évaluer les similitudes, par comparaison de facteurs d'échelle théoriques et mesurés, étaient des paramètres issus de plateformes de force sur les axes antéro-postérieur et vertical. Cette étude

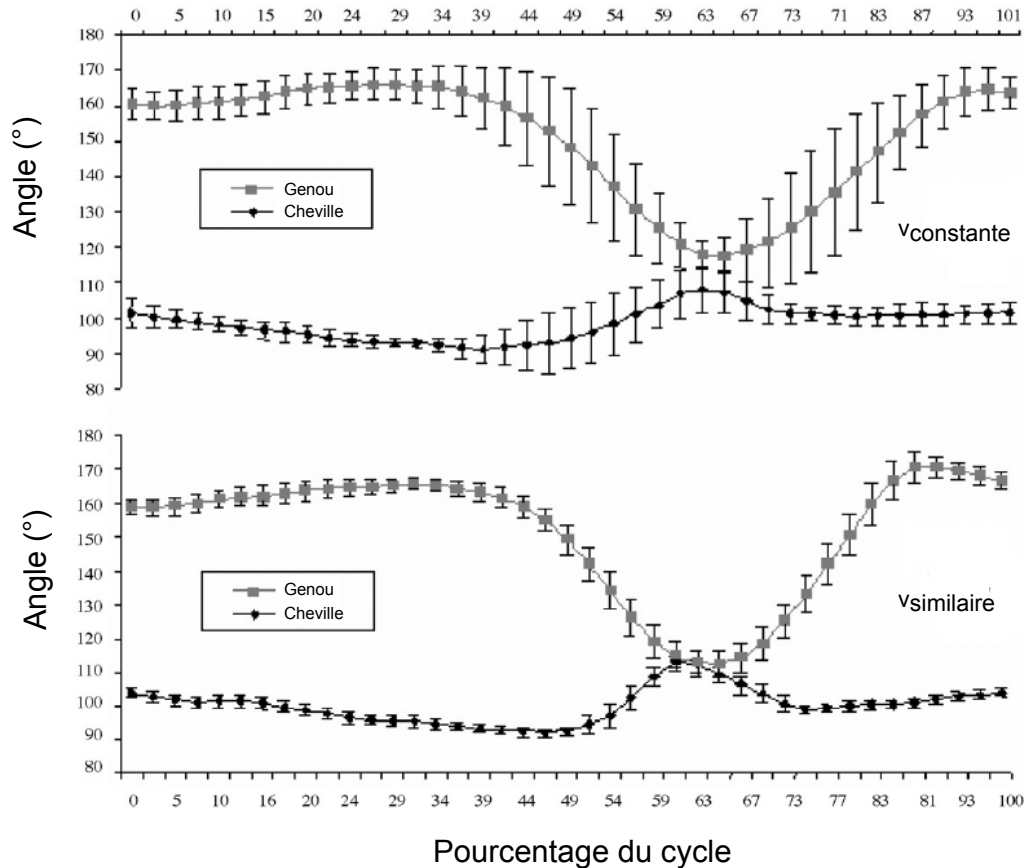


FIGURE 2.11 – Evolution des angles de flexion du genou et de la cheville en fonction du pourcentage de cycle de marche à vitesse identique et vitesse similaire; *adapté de Moretto et al. (2007)*. Les barres verticales représentent les écart-types pour chaque pourcentage.

montre que EC_{Nfr} et EC_{Str} engendrent plus de similitudes par rapport à $EC_{3.5}$. Nfr et Str amèneraient chacun sa contribution. En effet, Nfr induit des similitudes sur quelques paramètres concernant la force antéro-postérieure alors que Str induit des similitudes sur beaucoup de paramètres temporels. Les auteurs en viennent à suggérer qu'il serait intéressant de coupler Nfr et Str pour engendrer des similitudes dynamiques pendant la course. Cette suggestion rejoint celle d'Alexander (1989). Néanmoins une limite à l'étude peut être apportée, dans EC_{Str} , en laissant libre la vitesse de déplacement, alors que la fréquence est imposée pour correspondre à un Str moyen, les individus ne se déplacent pas à un même Str.

Finalement, les similitudes ont été très étudiées dans des comportements spontanés chez l'animal et chez l'homme mais très peu d'études cherchent à induire des similitudes dynamiques à partir des conditions expérimentales. En résumé, étudier les similitudes à partir de comportements spontanés permet de mettre en évidence une organisation

commune inter-espèces ou intra-espèces alors qu'étudier les similitudes à partir de conditions expérimentales similaires permet de supprimer les effets de l'anthropométrie sur le comportement et de réduire considérablement l'enveloppe de variation des paramètres dynamiques entre les individus. Quelle que soit la manière d'étudier les similitudes, les NA jouent un rôle très important et plusieurs sont proposés pour la locomotion.

2.4 Combinaisons de nombres adimensionnels pour la locomotion

Comme nous l'avons vu dans la section précédente, aucun NA présenté n'est suffisant pour induire des similitudes locomotrices totales pour la marche et la course. Cela pousse les auteurs à proposer des combinaisons de NA en se basant sur des théorèmes robustes ou des intuitions. Les deux modes de locomotion étant, dans la littérature, assimilés à des modèles différents (masse bondissante pour la course et pendule inversé ou pendule inversé compliant pour la marche), différentes combinaisons sont proposées.

2.4.1 Pour la course

Concernant les locomotions bondissantes comme le saut, la course chez les bipèdes et le trot et le galop chez les quadrupèdes, [Alexander \(1989\)](#) propose d'utiliser conjointement Nfr et Str pour induire des similitudes dynamiques sans trop justifier leur combinaison.

[McMahon et al. \(1987\)](#) proposent le nombre de Groucho ($Gr = v_v f_0 / g$; avec v_v la vitesse verticale d'atterrissage et f_0 la fréquence d'oscillation libre du système) pour induire des similitudes dynamiques. Pour valider ce NA, les auteurs demandent à des participants de courir normalement et de manière exagérément fléchie à la façon du comédien américain Groucho Marx (1890 - 1977). Gr a une valeur de 1 lors de la course normale mais tend vers 0 en course fléchie. Gr est une combinaison des variantes verticales de Nfr et Str (Eq. 2.7). Ces NA sont difficilement exploitables pour déterminer des conditions expérimentales similaires car la vitesse verticale d'atterrissage est difficilement maîtrisable. De plus, Gr ne prend en compte que des paramètres verticaux et peut difficilement engendrer des similitudes sur les paramètres antéro-postérieurs. En effet, deux individus peuvent

avoir le même Gr alors que l'un saute sur place et l'autre saute en avant.

$$Gr = \frac{v_v f_0}{g} = \frac{v_v^2}{gl} \times \frac{f_0 l}{v_v} = Nfr_v \times Str_v \quad (2.7)$$

[Bullimore & Donelan \(2008\)](#) appliquent aussi le théorème π au SMM. Autrement que les paramètres de vitesse initiale et d'angle de la vitesse initiale, ces auteurs décomposent la vitesse initiale en vitesse horizontale v_{0x} et vitesse verticale v_{0y} . Aussi, ils choisissent l_0 , m et g comme paramètres répétés. Ils déterminent quatre NA : i) $l_0 \cdot k/m \cdot g$ la raideur adimensionnelle K , ii) $v_{0x}/\sqrt{g \cdot l_0}$ la racine carrée de Nfr horizontal (Nfr_h), iii) $v_{0y}/\sqrt{g \cdot l_0}$ la racine carrée de Nfr vertical (Nfr_v) et iv) θ_0 l'angle initial en radian du ressort. Les NA K , Nfr_v et θ_0 sont difficilement imposables expérimentalement.

[Delattre & Moretto \(2008\)](#) s'intéressent aux transferts se réalisant au CoM entre les différentes énergies lors de simulations de comportements similaires de deux SMM de différentes tailles. Pour le SMM lors de la course, les énergies cinétique et potentielle de pesanteur sont conservées sous forme d'énergie potentielle élastique dans la première moitié de la phase d'appui, puis l'énergie potentielle élastique est restituée en énergies cinétique et potentielle de pesanteur (section 2.1.1). Ainsi, [Delattre & Moretto \(2008\)](#) évaluent le rapport d'énergie appelé Modela qui modélise la course (Modela-run) : $Modela-r = (E_C + E_{PP})/E_{PE}$. Modela-r a la même valeur pour le petit et le grand SMM (fig. 2.12). Donc deux modèles de tailles différentes se déplaçant à un même Modela-r ont des comportements similaires. Ces auteurs mettent aussi en évidence que Modela-r peut s'exprimer en fonction de Nfr et Str ([Delattre & Moretto, 2008](#)). Le développement qui permet d'exprimer Modela-r en fonction de Nfr et Str est présenté dans l'équation (2.8), avec $Str = f_0 \Delta l / v$. Cette approche est en accord avec les suggestions d'[Alexander \(1989\)](#) et de [Delattre et al. \(2009\)](#). En extrapolant, deux individus se déplaçant aux mêmes valeurs de Nfr et Str se déplacent à un même Modela-r et donc devraient développer des rapports d'énergie identiques $(E_C + E_{PP})/E_{PE}$. La littérature retient Modela-r sous le nom de Nombre de Moretto-Delattre, mais celui-ci n'a pas été validé expérimentalement chez l'homme ([Wannop et al., 2012](#)).

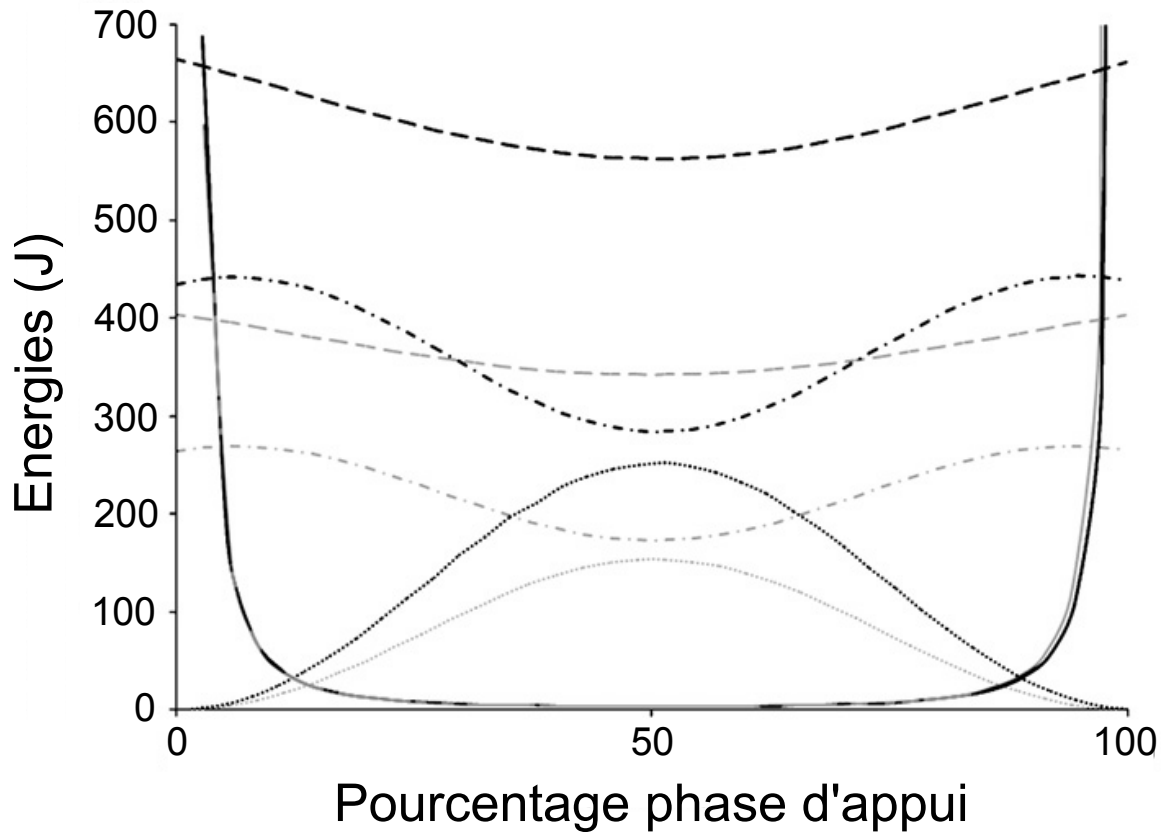


FIGURE 2.12 – Energies cinétique, potentielle de pesanteur, potentielle élastique et Model-a-r pendant la phase d'appui; adapté de *Delattre & Moretto (2008)*. Les courbes noires et grises représentent les énergies cinétique, potentielle de pesanteur, potentielle élastique et Model-a-r du grand modèle et du petit modèle, respectivement. Point : énergie élastique; tirets-point : énergie cinétique; tirets : énergie potentielle; ligne continue : Model-a-r.

$$\begin{aligned}
N_{modela-r} &= \frac{E_{PP} + E_C}{E_{PE}} = \frac{mgh + (1/2)mv^2}{(1/2)k\Delta l^2} \\
&= \frac{2gh + v^2}{(k/m)\Delta l^2} = \frac{2gh}{(k/m)\Delta l^2} + \frac{v^2}{(k/m)\Delta l^2} \\
&= \frac{v^{-2}}{v^{-2}} \left(\frac{2gh}{(k/m)\Delta l^2} + \frac{v^2}{(k/m)\Delta l^2} \right) \\
&= \frac{2gh/v^2}{(k/m)\Delta l^2/v^2} + \frac{v^2/v^2}{(k/m)\Delta l^2/v^2} \\
&= \frac{2gh/v^2}{f_0^2\Delta l^2/v^2} + \frac{1}{f_0^2\Delta l^2/v^2} \\
&= \frac{2Nfr^{-1}}{Str^2} + \frac{1}{Str^2} = Str^{-2}(2Nfr^{-1} + 1) \tag{2.8}
\end{aligned}$$

2.4.2 Pour la marche

La marche chez les bipèdes ayant été longtemps considérés comme des mécanismes pendulaires, le nombre de Froude a été proposé et utilisé pour induire des similitudes dynamiques lors de la marche chez des spécimens de tailles différentes. Nfr correspond au rapport des énergies représentées au CoM et variant tout au long du cycle (Eq. (2.9)). Ainsi des individus se déplaçant à un même Nfr devrait avoir un rapport $2E_C/E_{PP}$ identique.

$$Nfr = \frac{v^2}{gl} = \frac{mv^2}{mgl} = \frac{2E_C}{E_{PP}} \tag{2.9}$$

Le modèle pendulaire évinçant toute composante élastique, la littérature semble lui préférer le modèle compliant (Geyer et al., 2006, Rummel et al., 2010, Lipfert et al., 2012). Dès lors, le nombre de Froude seul ne suffit plus. Pour le SMM lors de la marche, l'énergie cinétique est conservée sous forme d'énergies potentielles de pesanteur et élastique dans la première moitié de la phase d'appui, puis les énergies potentielles de pesanteur et élastique sont restituées en énergie cinétique (section 2.1.2.2). Ainsi, à la manière de Delattre & Moretto (2008), un nouveau nombre adimensionnel témoin du rapport d'énergie pour la marche peut être proposé (Modela-walk) : $Modela-w = E_C/(E_{PE} + E_{PP})$. Le développement présenté dans l'équation (2.10) permet d'exprimer Modela-w en fonction de Nfr et Str. De la même manière que pour la course, deux personnes se déplaçant aux mêmes

valeurs de Nfr et Str se déplacent à un même $Modela-w$ et donc devraient posséder le même rapport d'énergie $E_C/(E_{PE} + E_{PP})$.

$$\begin{aligned}
Nmodela-w &= \frac{E_C}{E_{PP} + E_{PE}} = \frac{(1/2)mv^2}{mgh + (1/2)k\Delta l^2} \\
&= \left(\frac{2mgh + k\Delta l^2}{mv^2} \right)^{-1} \\
&= \left(\frac{2mgh}{mv^2} + \frac{k\Delta l^2}{mv^2} \right)^{-1} \\
&= \left(\frac{2gh}{v^2} + \frac{f_0^2 \Delta l^2}{v^2} \right)^{-1} \\
&= \left(2Nfr^{-1} + Str^2 \right)^{-1} \tag{2.10}
\end{aligned}$$

Finalement, ces combinaisons de NA ont été développées sur des modèles caractérisant la locomotion et n'ont jamais été validées expérimentalement sur des êtres vivants. Dans ce travail de thèse nous ne considérons que les SMM pour modéliser la marche et la course (section 2.2). Ces modèles ne prennent en compte que le déplacement du CoM et une raideur globale pour caractériser l'élasticité de la locomotion. Or, l'homme est constitué d'un certain nombre de membres ou segments corporels (poly-articulé) et n'est pas monté sur un ressort. Une seconde partie du travail présenté ici aura pour ambition de faire le lien entre les deux modèles (SMM et Poly-articulé) afin d'étudier le comportement élastique des sujets lors de la locomotion.

Modèle poly - articulé et énergies

Sommaire

| | | |
|-------|--|-----------|
| 3.1 | Présentation du modèle | 39 |
| 3.2 | Notions de modélisation poly-articulée | 41 |
| 3.2.1 | Centres articulaires | 41 |
| 3.2.2 | Angles articulaires | 46 |
| 3.2.3 | Caractéristiques inertielles | 49 |
| 3.2.4 | Forces et moments articulaires | 50 |
| 3.3 | Considérations énergétiques | 54 |
| 3.3.1 | Energies mécaniques | 54 |
| 3.3.2 | Théorème de l'énergie cinétique | 56 |

Parallèlement à l'approche adimensionnelle qui porte sur des modèles simples qui prennent en compte le déplacement du CoM, ce chapitre a pour but de présenter le modèle poly-articulé et le déplacement des segments qui le composent. Il est important de coupler les informations provenant de modèles simples avec les informations détaillées du système musculosquelettique à des fins de validation.

3.1 Présentation du modèle

Dans le cadre de l'analyse du mouvement humain, le corps d'un individu peut être considéré comme un modèle poly-articulé (PAM : Poly-Articular Model, fig. 3.1), c'est à dire comme un système composé de n segments S_i poly-articulés ($i \in [1, n]$), de centre de gravité G_i et de masse m_i . G le CoM de l'ensemble du corps de masse m est déterminé de

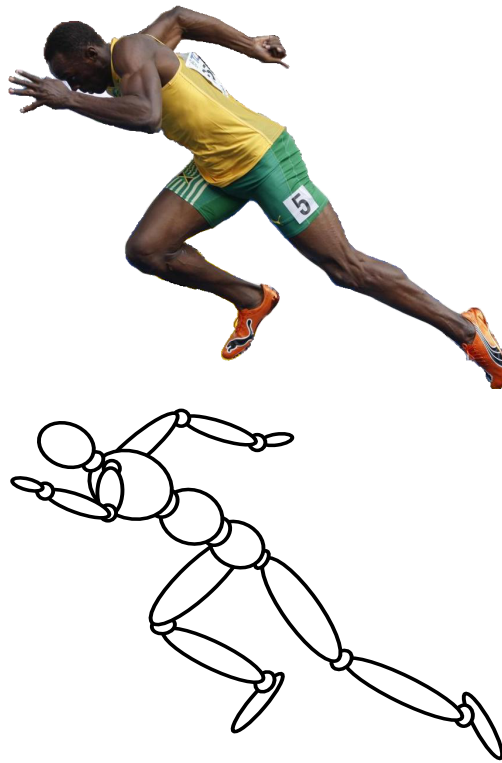


FIGURE 3.1 – Le recordman du monde du 100 mètres Usain Bolt et sa modélisation à 16 segments rigides indéformables.

la manière suivante : $(1/m) \sum_{i=1}^n m_i \mathbf{O G}_i$; avec O l'origine du repère global. L'intérêt du PAM est de simplifier la modélisation du corps humain afin de mesurer des paramètres mécaniques pertinents pour l'étude de la locomotion. Dans ce modèle, les segments sont reliés les uns aux autres par des liaisons parfaites de différents degrés de liberté (ddl). En plus de la mesure des forces extérieures appliquées sur l'homme à l'aide d'une plateforme de force, cette modélisation du corps humain est, par exemple, utilisée pour évaluer le coût mécanique du mouvement (Duboy et al., 1994, Leboeuf & Lacouture, 2008), les variations d'énergie mécanique (Willems et al., 1995, Duboy et al., 1994) ou encore les efforts inter-segmentaires (Riley et al., 2007, 2008, Schache et al., 2011) au cours du déplacement. La modélisation du corps humain en segments rigides est possible depuis les travaux de Marey (1894) qui utilisait la photographie pour capturer le mouvement et de Demeny (1904) qui évaluait les forces de réaction au sol avec un dynamographe. Les technologies ayant évolué, la position des segments en trois dimensions est mesurable en temps réel à l'aide de caméras infrarouges (ex. systèmes Vicon, MotionAnalysis, ...) enregistrant la position de marqueurs réfléchissants dans un espace défini, et les forces extérieures sont enregistrées à l'aide de plateformes de force (ex. AMTI, Kistler, ...) directement intégrées

dans le sol. Afin de modéliser chaque segment, les caractéristiques inertielles et la position relative du centre de gravité des segments sont extraites ou estimées de différentes manières.

3.2 Notions de modélisation poly-articulée

Dans la locomotion, la modélisation tridimensionnelle du corps humain en PAM est primordiale pour approcher les transferts d'énergies. Ainsi dans cette section nous approcherons les notions fondamentales et les moyens d'obtenir une modélisation fine du PAM tout en synthétisant des résultats de la littérature. L'intérêt, les méthodes, les moyens expérimentaux et les limites de la modélisation des points suivants seront développés dans les prochains paragraphes : les centres articulaires, les angles articulaires, les caractéristiques inertielles, les efforts articulaires.

3.2.1 Centres articulaires

La modélisation tridimensionnelle du corps humain est très dépendante de la localisation des centres articulaires. En effet, leur localisation influence les calculs d'angles tridimensionnels, les variations d'énergies et les efforts inter-segmentaires. L'orientation d'un segment dans l'espace étant défini, entre autre, par le vecteur reliant le centre articulaire de l'articulation distale au centre articulaire de l'articulation proximale, l'orientation et la longueur du segment vont être dépendantes de la position des centres articulaires. La manière de déterminer le centre articulaire dépend de la nature de l'articulation.

Méthodes

Lorsque les articulations sont considérées à 1ddl ou 2ddl (pivot ou rotule à doigt), le centre articulaire est classiquement déterminé à partir de la position de deux marqueurs, bien que d'autres méthodes existent (O'Brien et al., 1999, Ehrig et al., 2007). Par exemple pour le coude, le centre de rotation est déterminé comme le milieu du segment reliant les marqueurs réfléchissants de l'épicondyle et de l'épitrôchlée huméraux (fig. 3.2).

Lorsque les articulations comme la hanche et l'épaule sont considérées à 3ddl (rotule) et dont le centre de rotation est difficilement estimable à partir des repères anatomiques une méthode d'estimation est conseillée. Une des méthodes les plus fines est appelée SCoRE (SCoRE : Symetrical Center of Rotation Estimation) et a été proposée pour toutes les

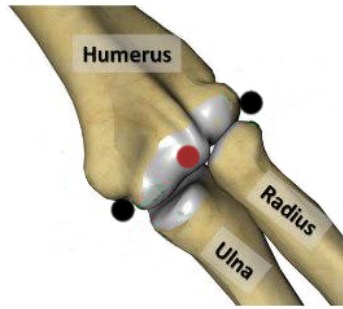


FIGURE 3.2 – Localisation du centre articiel du coude (point rouge) estimée à partir des marqueurs réfléchissants (points noirs) qui représentent, de la gauche vers la droite, l'épitrôchlée et l'épicondyle.

liaisons rotules et validée pour la hanche par [Ehrig et al. \(2006\)](#). La méthode SCoRE est aussi recommandée pour l'articulation gléno-humérale ([Monnet et al., 2007](#)). Cette méthode sera présentée d'une manière assez proche de celle utilisée par [Hayot \(2010\)](#) dans sa thèse. Bien que dans chaque articulation il y ait une combinaison de rotation et de translation, cette méthode consiste à déterminer un seul point fixe appartenant à deux segments adjacents, ce point est considéré comme le centre fonctionnel de l'articulation reliant les deux segments. Par exemple, appliquer la méthode SCoRE pour déterminer le centre fonctionnel de la hanche permet d'extraire un point, considéré comme fixe, commun aux segments du bassin et de la cuisse autour duquel la rotation se réalise. Pour appliquer cette méthode, la définition de repères orthonormés locaux attachés à chaque segment est nécessaire. Communément, les repères locaux sont construits selon les recommandations de l'ISB ([Wu et al., 2002, 2005](#)) (ISB : International Society of Biomechanics), dans lesquels les axes x , y et z représentent les axes antéro-postérieur (orienté vers l'avant), longitudinal (orienté vers le haut) et médio-latéral (orienté vers la droite), respectivement. La figure 3.3 et le tableau 3.1 présentent la construction des repères locaux du bassin et de la cuisse gauche. Le modèle cinématique et la construction des repères locaux de chaque segment corporel, utilisés dans notre travail, sont détaillés dans les annexes A.1 et A.2, respectivement.

Le passage d'un repère à un autre est utile pour exprimer un vecteur dans un autre repère. Par exemple dans la figure 3.3 le vecteur $(\mathbf{O} \ \mathbf{Oh})_{R_0}$ exprimé dans R_0 peut être exprimé dans les repères liés à la cuisse et au bassin : R_c et R_b , respectivement.

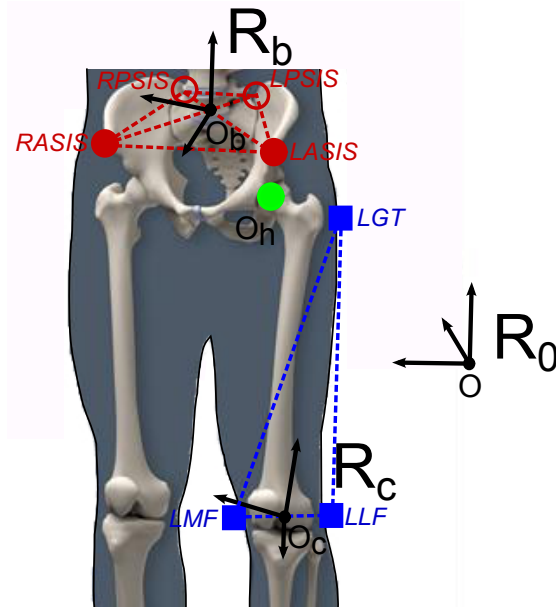


FIGURE 3.3 – Méthode SCoRE et localisation du centre fonctionnel de la hanche (point vert) estimée à partir des marqueurs réfléchissants, modélisant les segments du bassin et de la cuisse gauche, placés sur des références anatomiques. *RPSIS* : *Right Posterior Superior Iliac Spine*; *LPSIS* : *Left Posterior Superior Iliac Spine*; *RASIS* : *Right Anterior Superior Iliac Spine*; *LASIS* : *Left Anterior Superior Iliac Spine*; *LGT* : *Left Great Trochanter*; *LMF* : *Left Medial Femoral epicondyle*; *LLF* : *Left Lateral Femoral epicondyle*.

$$(\mathbf{O Oh})_{R_c} = [P_{R_0}^{R_c}] \times (\mathbf{O Oh})_{R_0} \quad \text{et} \quad (\mathbf{O Oh})_{R_b} = [P_{R_0}^{R_b}] \times (\mathbf{O Oh})_{R_0},$$

$$\text{avec } [P_{R_0}^{R_c}] = \begin{bmatrix} (\mathbf{x}_c)_{R_0} \\ (\mathbf{y}_c)_{R_0} \\ (\mathbf{z}_c)_{R_0} \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad [P_{R_0}^{R_b}] = \begin{bmatrix} (\mathbf{x}_b)_{R_0} \\ (\mathbf{y}_b)_{R_0} \\ (\mathbf{z}_b)_{R_0} \end{bmatrix},$$

$$\Rightarrow [P_{R_0}^{R_c}] = \begin{bmatrix} X_{x_c} & Y_{x_c} & Z_{x_c} \\ X_{y_c} & Y_{y_c} & Z_{y_c} \\ X_{z_c} & Y_{z_c} & Z_{z_c} \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad [P_{R_0}^{R_b}] = \begin{bmatrix} X_{x_b} & Y_{x_b} & Z_{x_b} \\ X_{y_b} & Y_{y_b} & Z_{y_b} \\ X_{z_b} & Y_{z_b} & Z_{z_b} \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Avec $[P_{R_0}^{R_c}]$ et $[P_{R_0}^{R_b}]$ les matrices de passage de R_0 vers R_c et de R_0 dans R_b , respectivement.

C'est avec l'expression d'un vecteur dans différents repères et avec la relation de Chasles que la méthode SCoRE a été développée. En effet, l'hypothèse est qu'à chaque instant il existe un seul et même point de contact entre le segment distal et le segment proximal. La position de Oh (fig. 3.3) est définie dans R_0 des façons suivantes :

Tableau 3.1 – Construction des repères locaux des segments de la cuisse et du bassin nécessaires pour déterminer le centre de rotation de la hanche gauche. Le vecteur \mathbf{u} est utile à la construction des repères de chaque segment mais n'en fait pas partie

| Segments | Origines | Repère local |
|---------------|---|---|
| Cuisse gauche | O_c : milieu des deux condyles fémoraux (centre fonctionnel du genou) | $\mathbf{y}_c = \frac{\mathbf{O}_c \mathbf{LGT}}{\ \mathbf{O}_c \mathbf{LGT}\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_c = \mathbf{LLF} \mathbf{LMF}$ |
| | | $\mathbf{x}_c = \frac{\mathbf{y}_c \wedge \mathbf{u}_c}{\ \mathbf{y}_c \wedge \mathbf{u}_c\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_c = \mathbf{x}_c \wedge \mathbf{y}_c$ |
| Bassin | O_{ba} : barycentre du trapèze représentant le bassin | $\mathbf{z}_{ba} = \frac{\mathbf{LASIS} \mathbf{RASIS}}{\ \mathbf{LASIS} \mathbf{RASIS}\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_{ba} = \mathbf{RPSIS} \mathbf{RASIS}$ |
| | | $\mathbf{y}_{ba} = \frac{\mathbf{z}_{ba} \wedge \mathbf{u}_{ba}}{\ \mathbf{z}_{ba} \wedge \mathbf{u}_{ba}\ }$ |
| | | $\mathbf{x}_{ab} = \mathbf{y}_{ba} \wedge \mathbf{z}_{ba}$ |

$$(\mathbf{O} \mathbf{O} \mathbf{h})_{R_0} = (\mathbf{O} \mathbf{O} \mathbf{c})_{R_0} + [P_{Rc}^{R_0}] \times (\mathbf{O} \mathbf{c} \mathbf{O} \mathbf{h})_{Rc} \quad (3.2)$$

$$= (\mathbf{O} \mathbf{O} \mathbf{b})_{R_0} + [P_{Rb}^{R_0}] \times (\mathbf{O} \mathbf{b} \mathbf{O} \mathbf{h})_{Rb} \quad (3.3)$$

Ainsi :

$$(\mathbf{O} \mathbf{O} \mathbf{c})_{R_0} + [P_{Rc}^{R_0}] \times (\mathbf{O} \mathbf{c} \mathbf{O} \mathbf{h})_{Rc} = (\mathbf{O} \mathbf{O} \mathbf{b})_{R_0} + [P_{Rb}^{R_0}] \times (\mathbf{O} \mathbf{b} \mathbf{O} \mathbf{h})_{Rb} \quad (3.4)$$

Dans cette dernière équation les vecteurs $(\mathbf{O} \mathbf{c} \mathbf{O} \mathbf{h})_{R_0}$ et $(\mathbf{O} \mathbf{b} \mathbf{O} \mathbf{h})_{R_0}$ sont inconnus. Pour ne faire qu'une inconnue, les deux vecteurs précédents sont exprimés dans une matrice 6×1 , l'équation précédente (eq. 3.4) peut donc être réécrite pour chaque image i :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} (i)[P_{Rc}^{R_0}] & -(i)[P_{Rb}^{R_0}] \end{bmatrix}}_{3 \times 6} \times \underbrace{\begin{bmatrix} (\mathbf{O} \mathbf{c} \mathbf{O} \mathbf{h})_{Rc} \\ (\mathbf{O} \mathbf{b} \mathbf{O} \mathbf{h})_{Rb} \end{bmatrix}}_{6 \times 1} = \underbrace{\begin{bmatrix} (i)(\mathbf{O} \mathbf{O} \mathbf{b})_{R_0} & -(i)(\mathbf{O} \mathbf{O} \mathbf{c})_{R_0} \end{bmatrix}}_{3 \times 1} \quad (3.5)$$

La relation (3.5) est valable pour chaque image, elle peut être étendue sur l'ensemble d'un enregistrement (image $i \in [1, n]$) :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} (i_1)[P_{Rc}^{R_0}] & -(i_1)[P_{Rb}^{R_0}] \\ \vdots & \vdots \\ (i_n)[P_{Rc}^{R_0}] & -(i_n)[P_{Rb}^{R_0}] \end{bmatrix}}_{3n \times 6} \times \underbrace{\begin{bmatrix} (\mathbf{Oc} \ \mathbf{Oh})_{Rc} \\ (\mathbf{Ob} \ \mathbf{Oh})_{Rb} \end{bmatrix}}_{6 \times 1} = \underbrace{\begin{bmatrix} (i_1)(\mathbf{O} \ \mathbf{Ob})_{R_0} & -(i_1)(\mathbf{O} \ \mathbf{Oc})_{R_0} \\ \vdots & \vdots \\ (i_n)(\mathbf{O} \ \mathbf{Ob})_{R_0} & -(i_n)(\mathbf{O} \ \mathbf{Oc})_{R_0} \end{bmatrix}}_{3n \times 1} \quad (3.6)$$

En considérant Oh comme fixe dans les repères de chaque segment, les vecteurs $(\mathbf{Oc} \ \mathbf{Oh})_{Rc}$ et $(\mathbf{Ob} \ \mathbf{Oh})_{Rb}$ sont les mêmes à chaque image. Ainsi, l'équation (3.6) est de la forme $ax+b$. Sa résolution nécessite l'utilisation de la pseudo inverse a^+ tel que $a^+ \times b$ donne la solution des moindres carrées x qui minimise $\|a \times x - b\|^2$ avec $a^+ = (a^T \times a)^{-1} \times a^T$; a^T et a^{-1} étant la transposée et l'inverse de a , respectivement.

En utilisant la méthode SCoRE, la position du centre fonctionnel de la hanche est fixe dans les repères locaux de la cuisse et du bassin (Rc et Rb) et est déterminée par :

$$\begin{bmatrix} (\mathbf{Oc} \ \mathbf{Oh})_{Rc} \\ (\mathbf{Ob} \ \mathbf{Oh})_{Rb} \end{bmatrix} = (a^T \times a)^{-1} \times a^T \times b \quad (3.7)$$

Cette méthode permet d'estimer la position du centre de rotation de la hanche à 1,2 mm près (Ehrig et al., 2006), et de l'épaule à 3 mm près (Monnet et al., 2007).

Moyens expérimentaux

La localisation d'un centre articulaire, que l'articulation soit à 1, 2 ou 3 ddl, nécessite l'enregistrement de la position des marqueurs placés sur des repères anatomiques. Un système d'analyse du mouvement 3D est indispensable.

Pour les articulations à 1 ou 2ddl aucun enregistrement préalable n'est nécessaire pour estimer le centre articulaire. Le placement de deux marqueurs de part et d'autre de l'articulation est néanmoins obligatoire.

Pour les articulations à 3ddl, il est conseillé de préalablement enregistrer la cinématique lors de réalisations de mouvements dans les 3ddl de l'articulation (Ehrig et al., 2006, Monnet et al., 2007). Aussi, il est recommandé d'utiliser au minimum 3 marqueurs par segment pour déterminer la localisation des centres articulaires assez finement. En effet, Roosen et al. (2013) estiment que la précision de la méthode SCoRE lors de la marche

est de 39 mm avec 3 marqueurs alors qu'elle est de 5 mm avec un plus grand nombre de marqueurs redondants. Quel que soit le nombre de marqueurs les erreurs rapportées par [Roosen et al. \(2013\)](#) sont plus importantes que celles rapportées par [Ehrig et al. \(2006\)](#).

Limites

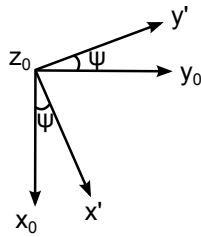
Malgré l'estimation plus juste du centre articulaire pour les articulations rotules ou pivots ([O'Brien et al., 1999](#), [Ehrig et al., 2006, 2007](#), [Monnet et al., 2007](#)), le centre articulaire reste un point fixe commun aux segments adjacents alors que selon la rotation, la nature de l'articulation ou la modélisation de cette dernière, le centre articulaire peut ne pas être le même point dans le repère de chaque segment. La position des centres articulaires reste une estimation, une imprécision de position engendrera des erreurs sur des calculs de dynamique inverse ou d'angles articulaires.

3.2.2 Angles articulaires

Après une meilleure estimation des centres articulaires, l'orientation des segments dans l'espace peut être estimée plus correctement. Elle donne lieu à un calcul d'angles tridimensionnels. Ils peuvent être calculés avec différentes méthodes. Dans notre travail la détermination des angles a été faite selon les recommandations de l'ISB ([Wu et al., 2002, 2005](#)), c'est à dire par la méthode de trois rotations élémentaires successives autour d'axe mobiles. Lors du calcul des angles tridimensionnels, la séquence de rotations est très importante pour éviter les phénomènes de blocage de Cardan ou Gimbal Lock ([Šenk & Cheze, 2006](#), [Karduna et al., 2000](#), [Phadke et al., 2011](#)), qui représentent la perte d'un ddl de l'articulation. Très souvent le choix des séquences de rotations dépend du mouvement étudié et plus précisément de la prépondérance d'un plan par rapport aux autres. Dans le cas de la marche et de la course saines, les mouvements se font, par ordre d'importance, autour des axes z (médio-latéral), x (antéro-postérieur) et y (longitudinal) qui représentent respectivement des mouvement de flexion-extension, d'adduction-abduction et de rotation interne-externe. Dans ce travail de thèse une seule séquence de rotations est utilisée : ZX'Y" (fig. 3.4).

Méthodes

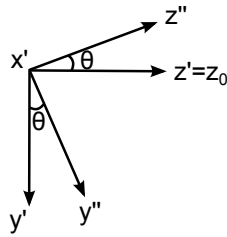
Les angles tridimensionnels expriment l'orientation d'un segment dans un repère donné, ils sont à extraire de la matrice de rotation d'un segment dans ce repère. Cette matrice de rotation n'est autre que la matrice de passage du repère du segment au repère dans lequel nous souhaitons exprimer les angles. Par exemple, pour exprimer les angles tridimensionnels de la cuisse dans le repère global R_0 , les angles seront extraits de la matrice de passage de Rc dans R_0 ($[P_{Rc}^{R_0}]$). L'extraction des angles de la matrice de passage va dépendre de la séquence de rotation. La détermination des angles pour la séquence $ZX'Y''$ est présentée ci-après.



$$\mathbf{x}' = \cos \psi \mathbf{x}_0 + \sin \psi \mathbf{y}_0$$

$$\mathbf{y}' = -\sin \psi \mathbf{x}_0 + \cos \psi \mathbf{y}_0$$

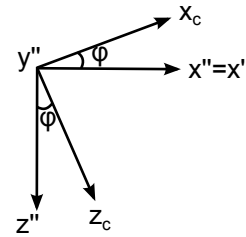
$$\mathbf{z}' = \mathbf{z}_0$$



$$\mathbf{x}'' = \mathbf{x}'$$

$$\mathbf{y}'' = \cos \theta \mathbf{y}' + \sin \theta \mathbf{z}'$$

$$\mathbf{z}'' = -\sin \theta \mathbf{y}' + \cos \theta \mathbf{z}'$$



$$\mathbf{x}_c = \cos \varphi \mathbf{x}'' - \sin \varphi \mathbf{z}''$$

$$\mathbf{y}_c = \mathbf{y}''$$

$$\mathbf{z}_c = \sin \varphi \mathbf{x}'' + \cos \varphi \mathbf{z}''$$

$$P_{R'}^{R_0} = \begin{bmatrix} c\psi & -s\psi & 0 \\ s\psi & c\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$P_{R''}^{R'} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\theta & -s\theta \\ 0 & s\theta & c\theta \end{bmatrix}$$

$$P_{Rc}^{R''} = \begin{bmatrix} c\varphi & 0 & s\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\varphi & 0 & c\varphi \end{bmatrix}$$

$$[R] = [P_{Rc}^{R_0}] = [P_{R'}^{R_0}][P_{R''}^{R'}][P_{Rc}^{R''}] = \begin{bmatrix} c\psi c\varphi - s\psi s\theta s\varphi & -c\theta s\psi & c\psi s\varphi + c\varphi s\psi s\theta \\ c\varphi s\psi + c\psi s\theta s\varphi & c\psi c\theta & s\psi s\varphi - c\psi s\theta c\varphi \\ -c\theta s\varphi & s\theta & c\theta c\varphi \end{bmatrix}$$

$$\psi = \tan^{-1} \left(\frac{-R_{(1,2)}}{R_{(2,2)}} \right) \quad \theta = \tan^{-1} \left(\frac{R_{(3,2)}}{\sqrt{R_{(1,2)}^2 + R_{(2,2)}^2}} \right) \quad \varphi = \tan^{-1} \left(\frac{-R_{(3,1)}}{R_{(3,3)}} \right)$$

Les angles ψ , θ et φ représentent les angles de flexion-extension, adduction-abduction et rotation interne-externe. Les vitesses et les accélérations angulaires sont respectivement les dérivés et les dérivés secondes des angles précédents. Ainsi, le vecteur rotation de la cuisse (ω_{Rc/R_0}) par rapport à R_0 , le repère galiléen du laboratoire, s'exprime de la manière

suivante :

$$\omega_{\mathbf{Rc}/\mathbf{R}_0} = \dot{\psi} \cdot \mathbf{z}_0 + \dot{\theta} \cdot \mathbf{x}' + \dot{\varphi} \cdot \mathbf{y}'' = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \cos \psi - \dot{\varphi} \cos \theta \sin \psi \\ \dot{\theta} \sin \psi + \dot{\varphi} \cos \theta \cos \psi \\ \dot{\psi} + \dot{\varphi} \sin \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{x}_0 \\ \mathbf{y}_0 \\ \mathbf{z}_0 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

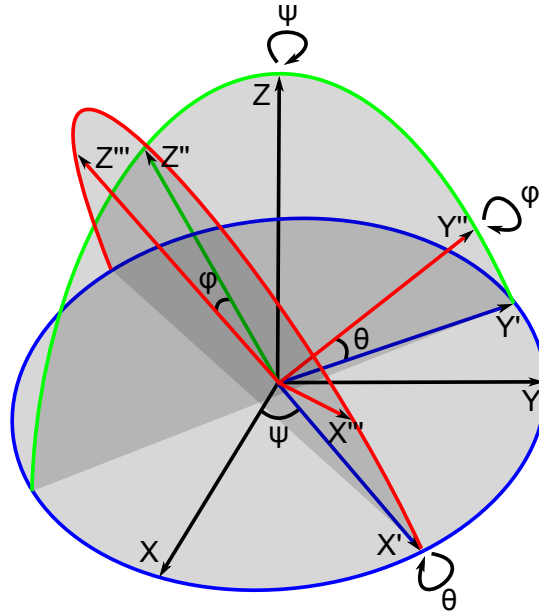


FIGURE 3.4 – Trois rotations successives selon la séquence ZX'Y'' et les angles de flexion-extension ψ , d'adduction-abduction θ et de rotation interne-externe φ .

Moyens expérimentaux

Pour construire les matrices de passage d'où sont extraits les angles, la définition de repères locaux 3D est nécessaire et donc l'enregistrement de la position des marqueurs l'est aussi. Un système d'analyse du mouvement 3D est primordial ainsi que le positionnement de 3 marqueurs minimum par segment.

Limites

Les angles articulaires sont dépendants de la qualité de la cinématique et du bruit du aux mouvements de la peau sur les structures osseuses sous-jacentes. La qualité de la cinématique peut être améliorée à l'aide de procédures d'optimisations locales (Chèze et al., 1995) ou globales (Lu & O'connor, 1999, Leardini et al., 2005) qui peuvent, dans certains cas, entraîner des dislocations segmentaires (Leardini et al., 2005, Mansour, 2009). Dans ce travail, nous avons fait le choix de ne pas utiliser ces procédures.

3.2.3 Caractéristiques inertielles

Les caractéristiques inertielles d'un segment i correspondent à sa masse m_i , à la position de G_i dans le repère propre du segment et au moment d'inertie I_i exprimé en G_i . La détermination des G_i combinée à l'affectation des masses m_i permet d'estimer le CoM du corps humain :

$$\mathbf{O} \mathbf{G} = (1/m) \sum_{i=1}^n m_i \mathbf{O} \mathbf{G}_i \quad (3.9)$$

La détermination des caractéristiques inertielles permet d'estimer des paramètres dynamiques du mouvement, elle permet notamment la détermination des actions mécaniques résultantes à chaque articulation.

Méthodes

Deux principales méthodes de détermination existent pour déterminer les caractéristiques inertielles ou l'anthropométrie d'un individu.

La première méthode de détermination est dite géométrique. Elle considère le corps humains comme un ensemble de volumes poly-articulés modélisés par des formes simples. Cette méthode nécessite de faire des enregistrements ou des photographies au préalable. Néanmoins elle semble plus adaptée à l'étude d'individus de morphotypes différents ([Begon & Lacouture, 2005](#)).

La seconde méthode de détermination est dite proportionnelle. Elle est basée sur des régressions linéaires extraites de populations particulières. Les premières tables anthropométriques proportionnelles ont été extraites de la dissection de 9 cadavres ([Dempster, 1955](#)), avec les technologies d'imagerie plus récentes un plus grand nombre d'individus sont considérés dans les tables anthropométriques. Il faut néanmoins faire attention à la population visée par la table anthropométrique. Par exemple, [Zatsiorsky & Seluyanov \(1983\)](#) étudient les caractéristiques inertielles d'étudiants en éducation physique alors que [Dempster \(1955\)](#) cible les caucasiens d'âge avancé.

Dans ce travail, nous avons fait le choix d'utiliser la méthode de détermination dite proportionnelle qui coïncide très étroitement avec notre objet d'étude qui considère qu'un individu petit est le modèle réduit d'un plus grand sans modification de forme. Aussi, notre population étant très proche de celle de [Zatsiorsky & Seluyanov \(1983\)](#), nous avons fait le choix d'utiliser la table anthropométrique de [De Leva \(1996\)](#) (annexe [A.3](#)) qui est

une table ajustée de celle de [Zatsiorsky & Seluyanov \(1983\)](#).

Notons, par ailleurs, qu'une méthode d'identification externe des caractéristiques inertielles a récemment été développée ([Monnet et al., 2010](#)). Elle permet d'estimer les caractéristiques inertielles des segments corporels à partir de mouvements réalisés sur une plateforme de force.

Moyens expérimentaux

L'avantage de la méthode de détermination proportionnelle est que les seuls paramètres nécessaires à la modélisation inertielle du PAM sont la taille et la masse en plus d'un système d'analyse du mouvement 3D pour construire les repères segmentaires.

Limites

L'individualisation des caractéristiques inertielles est faite uniquement en fonction de la taille et de la masse des individus en faisant l'hypothèse que tous les individus ont la même forme.

Les modèles anthropométriques en règle générale considèrent chaque segment comme des solides rigides indéformables et ne tient pas compte du déplacement des tissus mous. Les tissus mous représentent tous les tissus autres que les tissus osseux, c'est à dire les tissus musculaires, adipeux, viscéraux, cérébraux... Il a été montré que ces tissus mous jouent un rôle dans la locomotion ([Zelik & Kuo, 2010](#), [Schmitt & Günther, 2011](#)). Aussi, les déplacements des tissus mous interviennent directement sur les mesures cinématiques. En effet, les mouvement de ces tissus et principalement de ceux de la peau engendrent un déplacement des marqueurs qui est différent de la structure osseuse sous-jacente. Ces erreurs de mesure sont appelées des artefacts de tissus mous (STA : Soft Tissue Artifact).

Enfin, la détermination des caractéristiques inertielles n'est qu'une estimation et les erreurs engendrées sont directement répercutées sur les calculs de dynamiques.

3.2.4 Forces et moments articulaires

L'activité musculaire mise en jeu lors du mouvement peut-être approchée par l'estimation des moments résultants (ou couples articulaires). Un couple articulaire est la résultante des moments de forces musculaires qui permettent de faire varier la position

d'un segment par rapport à l'autre, ou non. Les moments résultants sont la cause dynamique (mise en jeu de forces musculaires) du résultat observable de la cinématique du mouvement. Il est ainsi possible de déterminer le rôle de chaque couple articulaire dans l'organisation du mouvement, les transferts d'énergie d'un segment à l'autre et les contraintes intersegmentaires ([Robertson & Winter, 1980](#), [Zatsiorsky, 2002](#)).

Méthodes

La procédure générale permettant de calculer les forces et les moments résultants est une procédure de dynamique inverse qui est basée sur les lois de Newton - Euler. Elle nécessite de connaître les caractéristiques inertielles du PAM, la cinématique du PAM et les forces extérieures exerçant une action sur le PAM. Les caractéristiques inertielles du PAM et des segments corporels sont déterminées à partir de tables anthropométriques ([De Leva, 1996](#)). La cinématique du PAM est obtenue par des systèmes de capture du mouvement 3D enregistrant à une certaine fréquence d'acquisition la position de marqueurs positionnés sur les segments corporels, ainsi les angles tridimensionnels, les vitesses et les accélérations angulaires peuvent être mesurés. Lors de la marche et la course, les forces extérieures exerçant une action sur l'individu sont le poids, les forces de réaction du sol (mesurables par plateforme de force) et les forces de résistance de l'air. Ces dernières sont négligées dans notre modélisation.

Il existe trois procédures de dynamique inverse une ascendante, une descendante et une combinée. L'ascendante débute au niveau du contact des pieds avec le sol et s'achève aux bouts des doigts et au sommet du crâne. Dans ce cas, les couples articulaires représentent les actions du segment amont sur le segment aval. D'autre part, la descendante débute au niveau du bout des doigts et du sommet du crâne et s'achève aux bouts des orteils. Ici, les couples articulaires représentent les actions du segment aval sur le segment amont. Enfin, d'autres procédures combinent les deux précédentes ([Riemer & Hsiao-Wecksler, 2008](#)).

Dans un soucis de comparaison nous avons retenu la procédure de dynamique inverse ascendante présentée dans l'annexe [A.4](#) parce qu'elle est la plus utilisée dans la littérature.

Les moments résultants permettent de mesurer l'action résultante des muscles autour d'une articulation (fig [3.5](#)). Le produit scalaire du moment résultant avec la vitesse angulaire inter-segmentaire permet d'estimer la puissance articulaire qui rend compte de la génération et de l'absorption d'énergie par les muscles autour d'une articulation (fig. [3.6](#)).

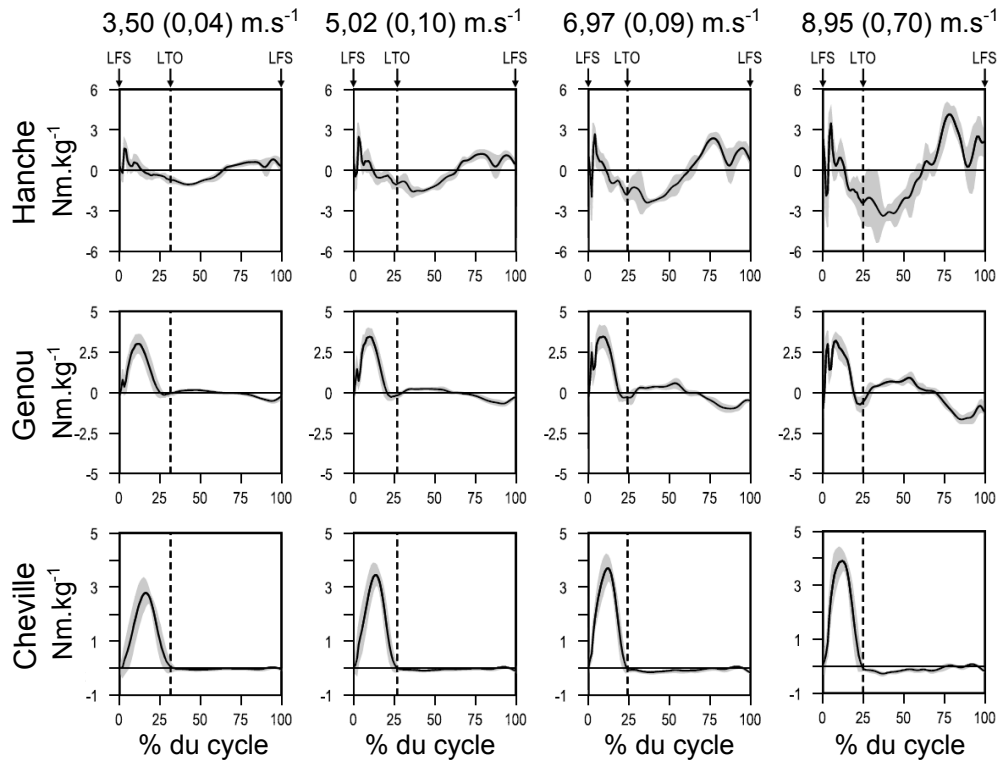


FIGURE 3.5 – Moments résultants, normalisés par la masse, de flexion-extension de la cheville, du genou et de la hanche du membre inférieur gauche à différentes vitesses de course (positif : extension ; négatif : flexion). Les moments résultants ont été déterminés par dynamique inverse ascendante ; adapté de [Schache et al. \(2011\)](#). LFS (Left Foot Strike) : début du contact du pied gauche ; LTO (Left Toe Off) : début de la phase de balancement du pied gauche.

Moyens expérimentaux

L'estimation des forces et des moments articulaires nécessite la modélisation inertielle des individus, un système d'analyse du mouvement 3D et dans le cas de procédures ascendante ou combinée une/des plateformes de force pour mesurer l'action du sol sur les individus.

Limites

Le calcul des forces et des moment articulaires a des limites dont certaines sont difficilement réductibles en l'état actuel.

D'abord, ces paramètres sont très sensibles à la localisation des centres articulaires et à la longueur des bras de levier des forces résultantes. Le moment d'une force est le produit vectoriel du vecteur [centre de rotation - point d'application de la force] avec le vecteur force. Par exemple, le moment d'une force $F = 1000$ N exerçant une action perpendiculaire

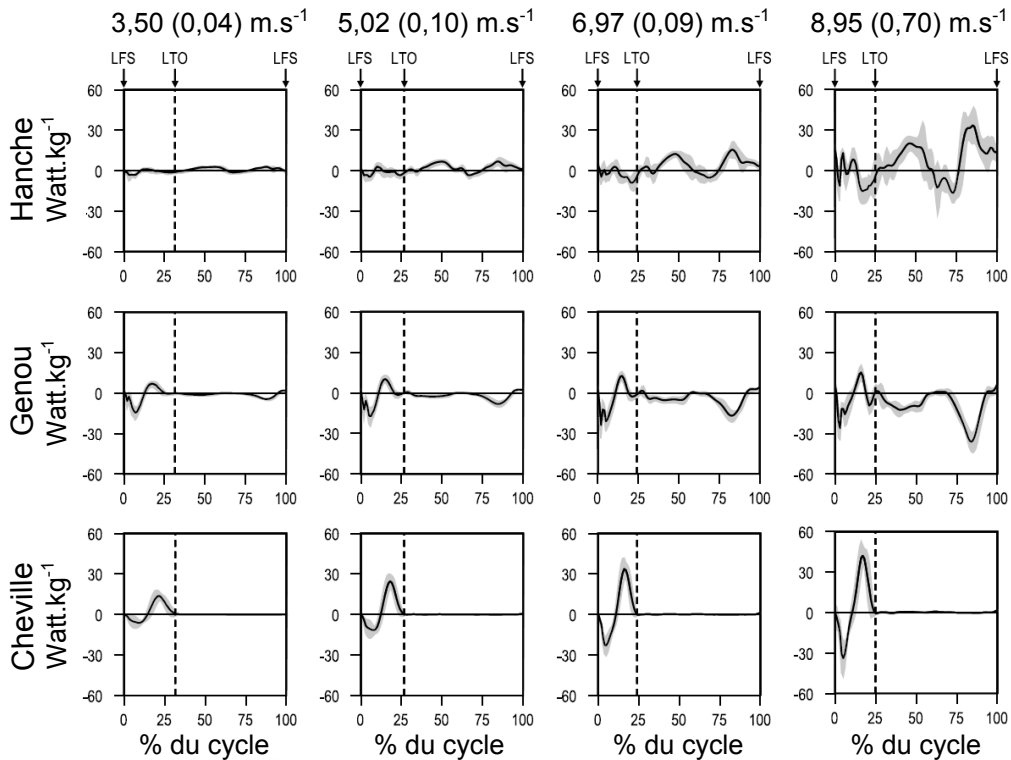


FIGURE 3.6 – Puissances, normalisées par la masse, aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche du membre inférieur gauche à différentes vitesses de course (positif : génération ; négatif : absorption) ; adapté de [Schache et al. \(2011\)](#). LFS (Left Foot Strike) : début du contact du pied gauche ; LTO (Left Toe Off) : début de la phase de balancement du pied gauche.

au bout d'un bras de levier de 0,4 m est 400 N.m. Une erreur de 39 mm comme la reporte [Roosen et al. \(2013\)](#) au niveau du centre fonctionnel de la hanche entraîne une variation de moment de la même force de 1000 N de 39 N.m soit une erreur de près de 10 %.

Les efforts intersegmentaires sont très dépendants du modèle anthropométrique choisi. Certaines études mettent en évidence des différences sur les paramètres dynamiques calculés avec différentes tables anthropométriques ([Challis & Kerwin, 1996](#), [Pearsall & Costigan, 1999](#), [Silva & Ambrósio, 2004](#), [Rao et al., 2006](#), [Dao et al., 2009](#)). Dans leur étude [Monnet et al. \(2010\)](#) expliquent que ces différences sont plus ou moins importantes selon les mouvements étudiés. Dans le cas de la marche et la course, les faibles accélérations des segments et l'importance de la force de réaction tendent à minimiser l'impact des caractéristiques inertielles des segments sur les paramètres mécaniques. Or il a été montré dans deux études s'intéressant à la marche ([Rao et al., 2006](#), [Dao et al., 2009](#)), des différences de moments résultants allant de 2% à 75%, principalement pendant la phase de balancement, selon les tables utilisées.

Ensuite, les forces et les moments articulaires sont très sensibles aux STA. Pour atténuer ces STA certains traitements du signal sont encouragés, notamment l'application de filtres. [Kristianslund et al. \(2012\)](#) montrent l'effet que peut avoir l'application de différents filtres sur un même signal. En effet, en appliquant le même filtre de butterworth passe bas de quatrième ordre mais de fréquence de coupure différentes (10Hz-10Hz et 10Hz-50Hz, respectivement, pour les données de cinématique et de plateforme de force) ces auteurs obtiennent des moments résultants grandement différents : 3,64 N.m.kg⁻¹ et 5,92 N.m.kg⁻¹ pour le moment de flexion de hanche maximum pour un même enregistrement. Ces résultats montrent dans quelle mesure il faut prendre de grandes précautions concernant le traitement des données expérimentales.

Enfin, les forces et les moments articulaires ne représentent que les actions résultantes aux niveaux des articulations et ne prennent pas en compte le rôle des muscles biarticulaires, les phénomènes de co-contraction et de co-activation des muscles agonistes et antagonistes. Ces phénomènes peuvent être approchés par l'estimation des couples articulaires et la mesure de l'activité Electro MyoGraphique (EMG). Une méthode développée par [Amarantini & Martin \(2004\)](#) a permis d'estimer, par le biais d'optimisations, la forces de chaque muscle lors d'une contraction et ainsi de mesurer les mécanismes de co-contraction et de co-activation, mais cette méthode est actuellement limitée aux contractions isométriques.

3.3 Considérations énergétiques

Malgré les limites précédentes qu'il faut prendre en compte dans le traitement des données expérimentales et l'interprétation des résultats, la modélisation du PAM permet d'estimer les énergies mécaniques du modèle poly-articulé et ainsi d'estimer des transferts d'énergie entre les segments qui le composent.

3.3.1 Energies mécaniques

L'énergie mécanique désigne l'énergie d'un système emmagasinée sous forme d'énergie cinétique et d'énergie potentielle. La modélisation du PAM présentée dans ce travail ne comprend qu'une énergie potentielle qui est celle de pesanteur. L'énergie mécanique du PAM, constitué de n segments ($n = 16$ dans la figure [3.1](#)), est aussi la somme des énergies

mécaniques de chaque segment, et donc la somme des énergies cinétique et potentielle de pesanteur de chaque segment :

$$E_M = E_C + E_{PP} = \sum_{i=1}^n E_{M_i} = \sum_{i=1}^n E_{C_i} + \sum_{i=1}^n E_{PP_i} \quad (3.10)$$

L'énergie cinétique du PAM est déterminée de la manière suivante (Duboy et al., 1994) :

$$E_C = \sum_{i=1}^n E_{C_i} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \left(m_i \mathbf{v}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_i}{}^2 + \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}_0}{}^T \times I_i \times \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}_0} \right) \quad (3.11)$$

Avec $\mathbf{v}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_i}$ la vitesse du CoM du segment i par rapport au repère galiléen global R_0 , I_i la matrice d'inertie du segment i exprimée en G_i et $\omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}_0}$ la vitesse de rotation du segment i par rapport à R_0 (éq. 3.8). Dans la littérature, les termes d'énergie cinétique externe ($E_{C_{ext}}$) et d'énergie cinétique interne ($E_{C_{int}}$) apparaissent. Ils définissent respectivement l'énergie cinétique du CoM et l'énergie cinétique des segments corporels dans le repère barycentrique qui comprend une composante de translation et une de rotation, aussi appelée énergie de "gesticulation" (Duboy et al., 1994). Les énergies cinétiques interne et externe sont définies comme suit :

$$E_C = \underbrace{\frac{1}{2} m \mathbf{v}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}}{}^2}_{E_{C_{ext}}} + \underbrace{\frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \left(m_i \mathbf{v}_{\mathbf{R}^*}^{\mathbf{G}_i}{}^2 + \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}^*}{}^T \times I_i \times \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}^*} \right)}_{E_{C_{int}}} \quad (3.12)$$

Avec $\mathbf{v}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}}$ la vitesse du CoM du PAM par rapport à R_0 , $\mathbf{v}_{\mathbf{R}^*}^{\mathbf{G}_i}$ la vitesse du CoM du segment i dans le repère barycentrique lié au CoM (R^*) et $\omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}^*}$ la vitesse de rotation du segment i par rapport à R^* d'après le théorème de König.

L'énergie potentielle du PAM est exclusivement l'énergie potentielle de pesanteur puisqu'aucune déformation segmentaire n'est admise. Elle est déterminée de la manière suivante :

$$E_{PP} = \sum_{i=1}^n E_{P_i} = \sum_{i=1}^n m_i \mathbf{g} \cdot \mathbf{OG}_i = m \mathbf{g} \cdot \mathbf{OG}, \text{ avec } \mathbf{g} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 9,81 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

O étant l'origine du repère R_0 et \mathbf{g} l'accélération gravitationnelle.

Willems et al. (1995) mesurent, pour la marche et la course, l'énergie mécanique du CoM et l'énergie cinétique interne des membres supérieurs et inférieurs (fig. 3.7 et 3.8).

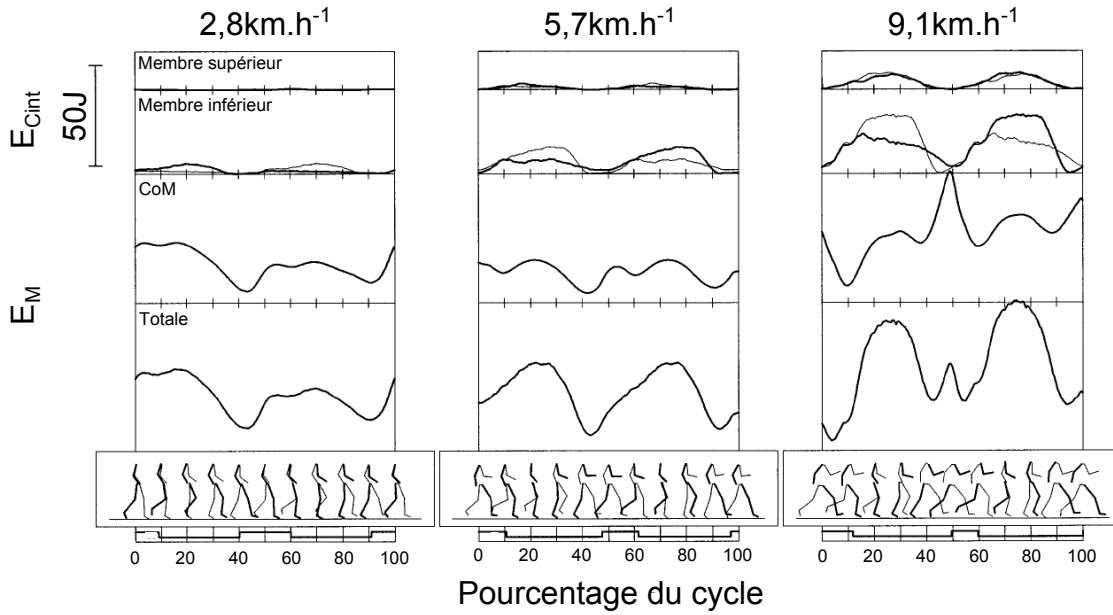


FIGURE 3.7 – Variation d'énergie mécanique totale et du CoM et variation d'énergie cinétique interne des membres inférieurs et supérieurs à différentes vitesses de marche ; *adapté de Willems et al. (1995)*.

Pour la marche, l'énergie mécanique chute en fin de phase de simple appui puis elle augmente jusqu'au début de la phase de simple appui de la jambe contro-latérale. Pour la course, l'énergie mécanique chute en début de phase d'appui pour revenir au même niveau à la fin de cette même phase. Ces auteurs mettent en avant des transferts d'énergie possibles entre les segments corporels d'un même membre, entre deux membres et entre les membres et le CoM. Or, le centre de masse ne fait pas partie d'un segment rigide et n'est que le barycentre de plusieurs segments pondérés par leurs masses, un transfert d'énergie du CoM vers les segments adjacents est abstrait dans le domaine de la mécanique.

3.3.2 Théorème de l'énergie cinétique

Le théorème de l'énergie cinétique (TEC) établit que dans un référentiel galiléen, pour un corps de masse constante, la variation d'énergie cinétique est égale à la somme des travaux des forces externes et internes (éq. 3.14).

$$\Delta E_C = W_{F_{int}} + W_{F_{ext}} \quad (3.14)$$

Avec $W_{F_{int}}$ le travail des forces internes et $W_{F_{ext}}$ le travail des forces externes. Les forces extérieures dans le cas du PAM sont le poids et la force de réaction du sol, mais selon les

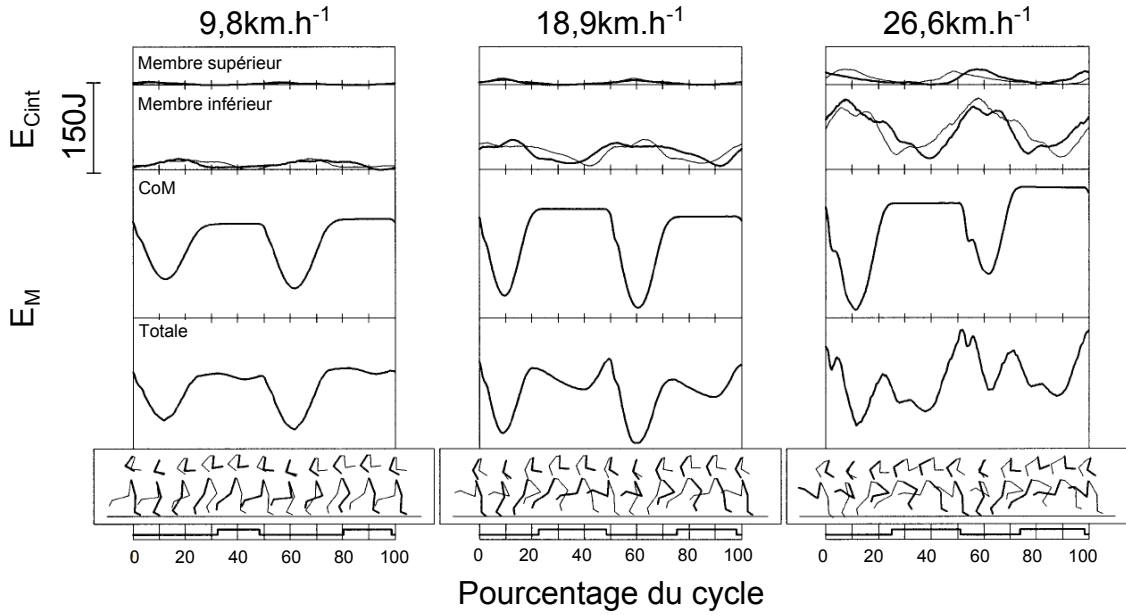


FIGURE 3.8 – Variation d'énergie mécanique totale et du CoM et variation d'énergie cinétique interne des membres inférieurs et supérieurs à différentes vitesses de course; *adapté de Willems et al. (1995)*.

conditions expérimentales cette dernière réalise un travail ou non.

La variante du TEC est ce que l'on appellera dans ce travail le théorème de l'énergie mécanique (TEM), il statue que la variation d'énergie mécanique est dûe au travail des forces non conservatives (éq. 3.15).

$$\Delta E_M = \Delta E_C + \Delta E_{PP} = W_{Fnc} = W_{Fnc_{int}} + W_{Fnc_{ext}} \quad (3.15)$$

Avec W_{Fnc} le travail des forces non conservatives qui comprend $W_{Fnc_{int}}$ le travail des forces non conservatives internes au système étudié et $W_{Fnc_{ext}}$ le travail des forces non conservatives externes au système étudié. Une force est dite conservative si le travail effectué sur un parcours fermé est nul, par exemple le poids. Par opposition, une force est dite non conservative si le travail effectué sur un parcours fermé n'est pas nul, par exemple les forces de frottement. Un parcours fermé signifie qu'à la fin du déplacement, le point d'application de la force est revenu à sa position initiale.

Déplacement sur le sol

En appliquant le TEC au déplacement sur le sol, la seule force extérieure au PAM qui travaille est le poids. Il est acquis dans la locomotion sur le sol que la force de réaction du sol ne travaille pas sauf s'il y a glissement. Le travail du poids est égal à l'opposé de

la variation d'énergie potentielle ($-\Delta E_P$). L'équation (3.14) peut être développée comme suit :

$$\Delta E_C = W_{Fint} - \Delta E_{PP} = W_{Fint} - \Delta \left(\sum_{i=1}^n m_i \mathbf{g} \cdot \mathbf{OG}_i \right) \quad (3.16)$$

Ainsi, le travail des forces internes peut être estimé :

$$\begin{aligned} W_{Fint} &= \Delta (E_C + E_{PP}) \\ &= \Delta \left(\frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \left(m_i \mathbf{v}_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}_0}^2 + \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}_0}^T \times I_i \times \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}_0} \right) + \sum_{i=1}^n (m_i \mathbf{g} \cdot \mathbf{OG}_i) \right) \end{aligned} \quad (3.17)$$

Déplacement sur tapis roulant

Des différences entre sol et tapis roulant sur certains paramètres de la locomotion ont été mis en avant (Riley et al., 2007, 2008), aussi il faut prendre en compte les différentes configurations dans l'expression des équations. La vitesse de la bande du tapis roulant n'étant pas constante au cours du cycle (Fusco & Crétual, 2008), le TEC doit être appliqué avec précaution. Nous rappelons que le TEC doit être appliqué dans un référentiel galiléen, or la vitesse de la bande n'étant pas constante tout au long d'un cycle le seul référentiel galiléen fixe est lié au tapis roulant (Crétual & Fusco, 2011). En appliquant le TEC dans ce référentiel, deux forces extérieures travaillent : le poids et la force de réaction du tapis sur le pied étant donné que la force de contact se déplace sur le tapis roulant par le biais de la bande (fig. 3.9). L'équation (3.14) peut être développée comme suit :

$$\Delta E_C = W_{Fint} + (-\Delta E_{PP} + W_{GRF}) \quad (3.18)$$

Avec W_{GRF} le travail de la force de réaction. Ainsi, le travail des forces internes peut être estimé :

$$W_{Fint} = \Delta E_C - (-\Delta E_{PP} + W_{GRF}) = \Delta E_C + \Delta E_{PP} - W_{GRF} \quad (3.19)$$

N.B. il est possible d'appliquer le TEC dans le référentiel non galiléen lié à la bande du tapis roulant. Mais dans ce cas il faut connaître la vitesse instantanée de la bande (Fusco & Crétual, 2008). Le détail de la démarche est présenté dans la thèse de Fusco (2008).

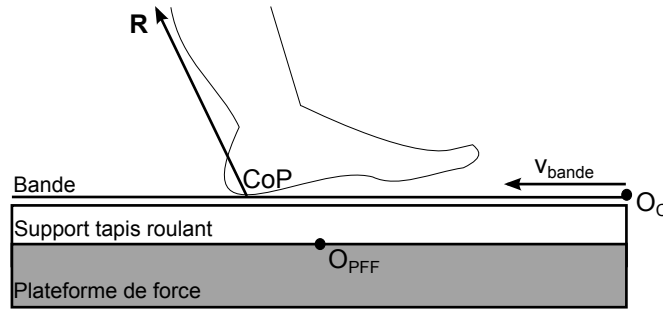


FIGURE 3.9 – Schéma d'un tapis roulant monté sur une plate forme de force. Le torseur enregistré par la plateforme de force au point O_{PFF} est transféré au point O de sorte à ce que le CoP soit exprimé au niveau de la bande.

Controverse sur les travaux de forces dans la littérature

Une autre approche permettant de déterminer le travail des forces internes et externes existe mais celle-ci est en contradiction avec la méthode précédente. Certains auteurs (Cavagna & Kaneko, 1977, Willems et al., 1995) ont analysé les variations énergétiques du CoM à partir des données de la plateforme de force, et celles des segments corporels à partir des données cinématiques. Dans ces études le travail externe (W_{ext}) correspond au travail mécanique des forces externes responsables du déplacement du CoM global. Par opposition, le travail interne (W_{int}) correspond au travail lié au mouvement des segments par rapport au CoM. Le travail externe est calculé comme le produit scalaire de la résultante des forces externes appliquées sur le système par le déplacement du CoM. L'équation suivante est reportée telle qu'elle a été écrite dans le travail de Willems et al. (1995) :

$$W_{ext} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{D} = m \left(\mathbf{a}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}} + \mathbf{g} \right) \cdot \mathbf{D} = \int_{t_i}^{t_f} \left(\mathbf{GRF} \cdot \mathbf{v}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}} \right) dt \quad (3.20)$$

Avec \mathbf{F} la résultante des forces externes, \mathbf{D} le déplacement du CoM, $\mathbf{a}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}}$ l'accélération du CoM, t_i le temps initial, t_f le temps final, \mathbf{GRF} la force de réaction du sol et $\mathbf{v}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}}$ la vitesse du CoM. D'autre part, le W_{int} est défini comme l' E_{Cint} (éq. 3.12).

Cette méthode est simple à mettre en œuvre (fig. 3.10) cependant elle est principalement critiquable sur trois points. Premièrement, la résultante des forces externes appliquées sur le système est égale à $m\mathbf{a}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}}$ selon le principe fondamental de la dynamique et non à $m \left(\mathbf{a}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}} + \mathbf{g} \right)$. Deuxièmement, le travail est calculé par le produit scalaire de la résultante des forces issues des données de la plateforme de force et du déplacement du CoM. Bien que le travail d'une force soit le produit scalaire de la force par le déplacement de son point d'application, le CoM n'est pas le point d'application de la résultante des forces

externes. Troisièmement, l'expression du travail total comme étant la somme du travail interne et externe a fait réagir certains auteurs, en effet [Aleshinsky \(1986\)](#) et [Zatsiorsky \(1998\)](#) sont en désaccord avec l'approche présentée dans la figure 3.10. Ce désaccord est soutenu par une étude qui met en avant l'interdépendance du travail des forces internes et du travail des forces externes par le biais de simulations musculo-squelettiques en cyclisme ([Kautz & Neptune, 2002](#)). Une autre méthode permet d'estimer le travail des forces internes à un niveau plus local en calculant les forces et les moments articulaires.

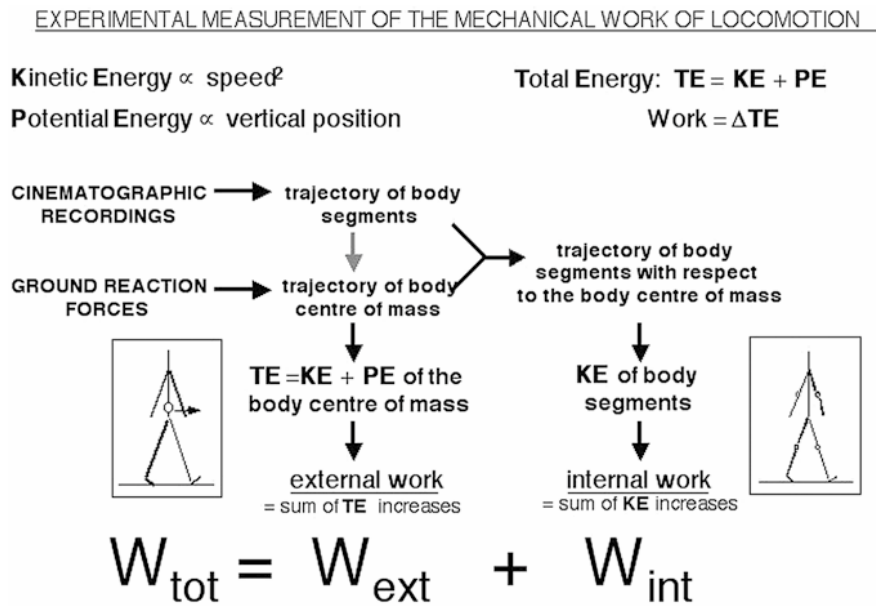


FIGURE 3.10 – Schématisation de l'approche de [Cavagna & Kaneko \(1977\)](#) adaptée par [Minetti et al. \(1993\)](#), extraite de [Saibene & Minetti \(2003\)](#).

Nous utiliserons différentes notations entre l'approche faisant appel au TEC (section 3.3.2) ou aux forces et moments articulaires (section 3.2.4) et l'approche estimant un travail du CoM. Dans la première approche les travaux des forces internes et externes seront notés $W_{F_{int}}$ et $W_{F_{ext}}$, alors que dans la deuxième approche les travaux internes et externes seront notés W_{int} et W_{ext} .

Théorème de l'énergie mécanique appliqué aux segments isolés

Une relation existe entre l'estimation des couples articulaires nets et le TEM. En effet, en isolant un segment corporel, la variation d'énergie mécanique du segment n'est que le résultat d'un travail de forces non conservatives. En prenant par exemple le pied (S_1), le sol applique une force de réaction (\mathbf{R}) sur le pied qui ne travaille pas, par contre, la jambe (S_2) applique globalement une force (\mathbf{F}_{2-1}) et un moment (\mathbf{M}_{2-1}) sur le pied qui sont non

conservatifs. Par ailleurs, le poids étant une force conservative, il réalise un travail sur le pied, mais ce travail ne rentre pas en compte dans le travail des forces non conservatives.

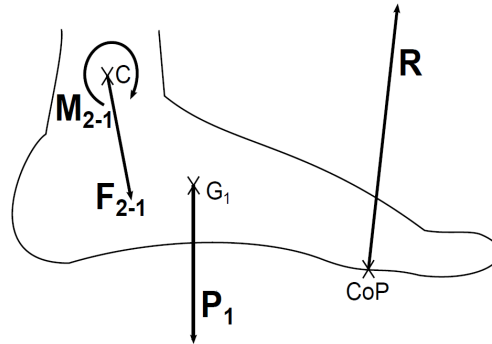


FIGURE 3.11 – Illustration des efforts externes appliqués sur le segment du pied (S_1) par le sol et la jambe (S_2). Avec \mathbf{R} , \mathbf{P}_1 , \mathbf{F}_{2-1} , \mathbf{M}_{2-1} , CoP , G_1 et C la force de réaction, le poids, la force articulaire de la jambe sur le pied, le moment articulaire de la jambe sur le pied, le centre de pression, le centre de gravité du pied et le centre de rotation de la cheville, respectivement.

La relation suivante est extraite de l'application du TEM au pied :

$$\Delta E_{M_{S_1}} = \int (\mathbf{F}_{2-1} \cdot \mathbf{v}_{\mathbf{R}_0}^C + \mathbf{M}_{2-1}^C \cdot \omega_{\mathbf{R}_1/\mathbf{R}_0}) dt \quad (3.21)$$

ou,

$$\dot{E}_{M_{S_1}} = P_{M_{S_1}} = \mathbf{F}_{2-1} \cdot \mathbf{v}_{\mathbf{R}_0}^C + \mathbf{M}_{2-1}^C \cdot \omega_{\mathbf{R}_1/\mathbf{R}_0} \quad (3.22)$$

Avec $P_{M_{S_1}}$ la puissance mécanique du pied, $\mathbf{v}_{\mathbf{R}_0}^C$ la vitesse linéaire de la cheville par rapport à R_0 et $\omega_{\mathbf{R}_1/\mathbf{R}_0}$ la vitesse angulaire du pied par rapport à R_0 , respectivement. La puissance mécanique du pied représente la variation d'énergie mécanique du pied par rapport au temps. Les deux relations précédentes peuvent être étendues à tous les segments corporels qui composent le PAM. D'ailleurs pendant la marche, [Robertson & Winter \(1980\)](#) calculent des coefficients de corrélation moyens entre la variation instantanée d'énergie mécanique (éq. 3.22 ; partie gauche) du pied, de la jambe et de la cuisse et la puissance des actions mécaniques non conservatives sur ces mêmes segments déterminée par dynamique inverse (éq. 3.22 ; partie droite). Ils montrent qu'il y a une corrélation très forte (de 0,81 à 1) entre ces deux paramètres tout au long du cycle pour la jambe et la cuisse et pendant la phase aérienne pour le pied alors qu'il n'y a aucune corrélation pour le pied pendant l'appui. Les auteurs expliquent ce résultat par les erreurs de mesure et de modélisation. En effet, ils considèrent un point fixe comme centre de rotation de la

cheville et ne prennent pas en compte la déformation du pied pendant l'appui.

Les modèles de SMM et de PAM ont été présentés. Le SMM prend en compte une composante de raideur et, par conséquent, une composante élastique alors que le PAM est étranger à une quelconque composante élastique. Beaucoup de travaux se sont intéressés à la notion de raideur globale dans le SMM qui est un des paramètres indissociables de ce modèle. Mais aussi, d'autres travaux ont tenté d'estimer des raideurs locales sur le PAM.

Les modèles de raideur

Sommaire

| | | |
|-----|--|-----------|
| 4.1 | La raideur globale | 64 |
| 4.2 | La raideur locale | 65 |
| 4.3 | Les raideurs dans la locomotion | 66 |
| 4.4 | Critique des modèles de raideurs | 69 |

La raideur est une notion qui a, dans un premier temps, été développée pour caractériser les transferts entre les énergies lors de la locomotion sur la base de modèles simples de locomotion tel que le SMM (Cavagna et al., 1977, Cavagna, 1977). De nos jours, la raideur est très utilisée comme un témoin du comportement du système musculo-squelettique au cours d'un mouvement. Elle prend en compte le mouvement soit du modèle simple (SMM) soit du modèle complexe (PAM) (Laffaye, 2003, Blum et al., 2009). La gestion de la raideur sur des sols différents (Farley et al., 1998), selon l'âge et la fatigue (Hortob'agyi & DeVita, 2000, Cavagna et al., 2008, Morin et al., 2011), à des vitesses et des fréquences de pas différentes (McMahon et al., 1987, Farley & Gonzalez, 1996, Müller & Blickhan, 2010, Müller et al., 2010, Kim & Park, 2011), lors de la marche (Lee & Farley, 1998, Geyer et al., 2006), lors de la course (McMahon et al., 1987, Davis & DeLuca, 1996, Hunter, 2003) et lors de sauts (Seyfarth et al., 1999) est encore étudiée et d'un grand intérêt. Dans ce travail nous distinguerons deux modèles de raideurs : une raideur globale et une raideur locale. La raideur globale caractérise l'action du système musculo-squelettique du corps entier alors que la raideur locale caractérise l'action du système musculo-squelettique autour d'une articulation. Il existe dans la raideur globale deux approches différentes dites symétrique et asymétrique qui seront à privilégier en fonction du mouvement étudié. En effet, pour

des mouvements comme la marche et la course l'approche symétrique peut être utilisée en considérant pour le SMM que l'angle de contact et l'angle d'envol sont identiques et que la longueur du ressort à l'atterrissage est la même qu'à l'envol. D'autre part, pour des mouvements tels que des sauts en hauteur ou en longueur l'approche asymétrique doit être utilisée (Seyfarth et al., 1999). C'est cette raideur qui tend à expliquer les phénomènes de transferts ou de dissipations énergétiques lors des chocs par le système musculosquelettique. En effet, les chocs violents comme ceux subis lors de parkours ou même pendant la course nécessitent un puissant système de stockage / restitution d'énergie.

4.1 La raideur globale

La raideur globale caractérise l'action du système musculosquelettique pour déplacer le CoM. Elle est basée sur une modélisation simple du corps humain : le SMM. Le déplacement du CoM est depuis peu modélisé par le SMM, et aucune étude, à notre connaissance, ne s'est intéressée à la raideur globale, in vivo, lors de la marche. Le principal modèle de raideur globale correspond au modèle de SMM développé par McMahon & Cheng (1990). Ces auteurs considèrent que les phases d'amortissement et de propulsion sont symétriques. Ils prennent en compte une raideur du ressort (k) et une raideur verticale (k_{vert}) :

$$k = F/\Delta l \quad (4.1)$$

$$k_{vert} = Fz/\Delta z \quad (4.2)$$

Avec Δl la compression maximale de longueur du ressort, F la force de réaction correspondant à la compression maximale, Δz la compression verticale maximale du ressort et Fz la force de réaction verticale correspondant à la compression verticale maximale. La raideur verticale représente la raideur du ressort si le mouvement de ce dernier sur l'axe antéro postérieur est négligé, donc s'il se déplaçait sur la seule dimension z .

Un autre modèle de raideur globale a été présenté en 1999 par Seyfarth et al. (1999). Il a été développé pour des mouvements asymétriques et plus particulièrement pour le saut en longueur. Ce modèle consiste en un modèle plan masse-ressort à double masse coulissante. La comparaison des forces de réaction pendant la phase d'impulsion à partir des données expérimentales et des données du modèle ont permis de le valider. La grande particularité

de ce modèle et ce que nous retiendrons est que la raideur globale est dynamique :

$$k_{dyn}(t) = F(t)/\Delta h(t) \quad (4.3)$$

Avec $F(t)$ la force verticale au cours du temps et $\Delta h(t)$ la variation de hauteur du CoM en fonction du temps. Notons que la raideur présentée dans l'équation (4.3) correspond à la raideur vertical. Cette notion de raideur dynamique est plus complexe que celle de raideur constante, cependant les modèles prenant en compte une raideur dynamique semble être plus justes dans l'estimation des forces de réactions (Seyfarth et al., 1999, Hunter, 2003).

4.2 La raideur locale

La raideur locale caractérise l'action du système musculosquelettique autour de plusieurs articulations pour déplacer le CoM, elle est basée sur une modélisation complexe du corps humain : le PAM. Cette raideur locale peut être apparentée aux deux composantes élastiques des structures musculo-tendineuses de l'homme : la composante élastique série (ponts actine-myosine et tissus conjonctifs) et la composante élastique parallèle (tissus conjonctifs).

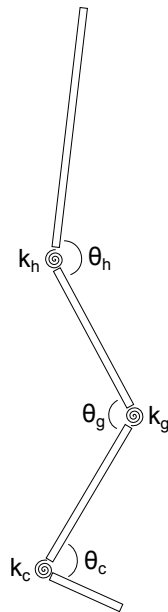


FIGURE 4.1 – Modèle de raideur locale de Farley & Morgenroth (1999). Chaque articulation est modélisée par un ressort de torsion de raideur constante k .

Farley & Morgenroth (1999) développent un modèle de raideur dans lequel la raideur du ressort dans le SMM correspond à la somme des raideurs constantes des trois articu-

lations du membre inférieur : cheville, genou et hanche. Ce modèle représente un PAM plan simplifié à quatre segments (fig. 4.1) : le pied, la jambe, la cuisse et un segment représentant le haut du corps appelé HAT (HAT : Head Arms Trunk). La raideur locale ou articulaire est définie de la manière suivante :

$$k_{art} = \Delta M_{art} / \Delta \theta_{art} \quad (4.4)$$

Avec $\Delta \theta$ la variation d'angle de l'articulation entre le contact du pied avec le sol et l'instant où l'angle est le plus faible et ΔM la variation de moment résultant entre ces deux mêmes instants. Ce modèle a été validé avec des mouvements de saut sur place (Farley & Morgenroth, 1999) mais aussi lors de la course chez l'homme (Günther & Blickhan, 2002).

Comme pour la raideur globale, la raideur locale dynamique permet de mieux estimer les forces de réaction du sol et les moments résultants à chaque articulation lors de sauts verticaux (Rapoport et al., 2003).

4.3 Les raideurs dans la locomotion

En développant leur modèle de raideur, McMahon & Cheng (1990), estiment que plus les vitesses horizontale ou verticale d'atterrissage vont être grandes et plus la raideur globale va être élevée. Cette relation est validée expérimentalement par les travaux d'Arampatzis et al. (1999). Ces derniers auteurs montrent aussi que la raideur articulaire du genou est dépendante de la vitesse alors que celle de la cheville ne l'est pas. Ensuite, la relation théorique existant entre la fréquence d'oscillation du ressort et sa raideur est $f = \sqrt{k/m}$ (McMahon et al., 1987). Farley & Gonzalez (1996) cherchent à évaluer quel paramètre varie le plus avec la fréquence de pas. Selon eux, il existe deux solutions pour augmenter la fréquence de pas en se déplaçant à une même vitesse, soit augmenter l'angle entre le sol et le ressort à l'atterrissage (θ_0 ; sections 2.1.1 et 2.1.2.2) soit augmenter la raideur. Ces auteurs ont fait courir des individus à une même vitesse mais en faisant varier leur fréquence de pas de -26% à +36% de leurs fréquences spontanées. Ils observent que la raideur globale et verticale augmentaient grandement avec la fréquence (fig. 4.2) alors que l'angle θ_0 augmentait dans une moindre mesure. Notons par ailleurs que ces auteurs calculent la raideur de la manière suivante $k = F_{max} / \Delta l_{max}$; avec F_{max} la force de réaction

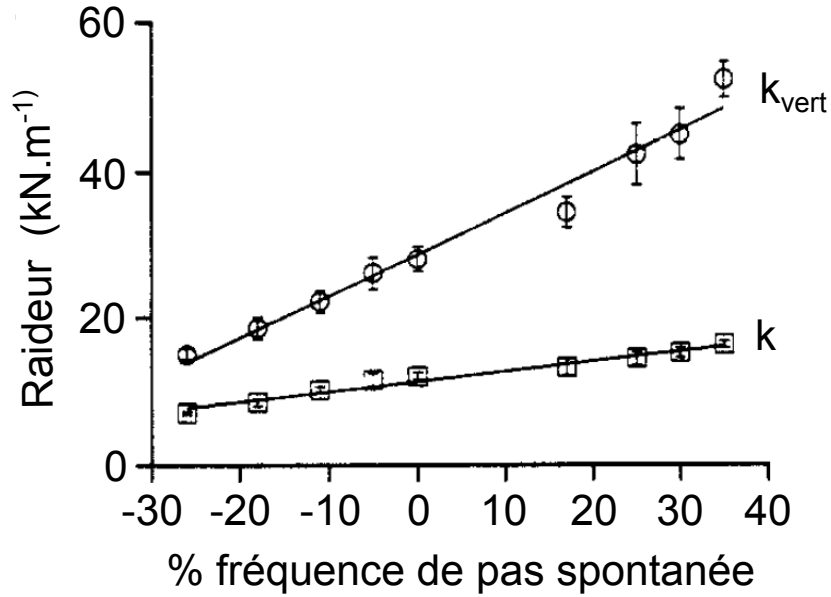


FIGURE 4.2 – Evolution des raideurs globale et verticale selon la variation en pourcentage de la fréquence de pas spontanée; *adapté de Farley & Gonzalez (1996)*.

maximale et Δl_{max} la compression maximale du membre inférieur.

Blum et al. (2009) estiment la raideur de 21 participants courant à différentes vitesses avec cinq méthodes différentes toutes issues du même modèle (McMahon & Cheng, 1990). Les cinq méthodes ont la particularité de calculer F_{max} et Δl indirectement. Ils montrent que deux méthodes rapprochent le plus les participants du modèle. La méthode qui est préférée puisqu'elle nécessite la mesure de variables faciles d'accès, mesure la raideur par le rapport $F_{max}/\Delta l_{max}$. Contrairement à l'étude de Farley & Gonzalez (1996), Δl_{max} correspond à la déformation maximale du ressort reliant le CoM au sol et non à la compression maximale de la jambe. Les deux termes F_{max} et Δl_{max} sont extraits des relations suivantes :

$$\begin{aligned}
 F_{max} &= mg \frac{\pi}{4} \left(\frac{2(t_c + t_f)}{t_c} \right) \\
 \Delta l_{max} &= l_0 + \frac{F_{max}}{m} \left(\frac{t_c}{\pi} \right)^2 - \frac{g}{8} t_c^2 - l_0 \sin \theta_0
 \end{aligned} \tag{4.5}$$

Avec m , g , l_0 et θ_0 les principales variables du SMM (section 2.1.1 et 2.1.2.2), t_c le temps de contact et t_f le temps de vol. Le principal point faible de cette étude est que les auteurs ne comparent pas les raideurs des différentes méthodes et du modèle qui considère que la raideur est $k = F_{max}/\Delta l$; avec F_{max} la force de réaction maximale et Δl la déformation du ressort lorsque la force de réaction est maximale.

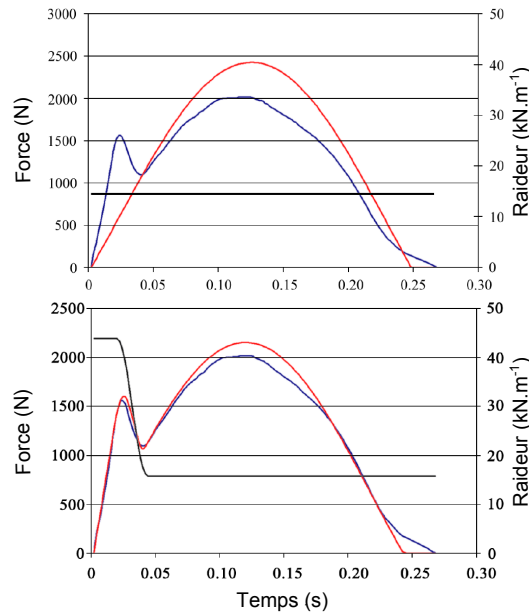


FIGURE 4.3 – Forces de réaction verticale mesurée (bleu) et modélisée (rouge) en fonction du modèle de raideur (noir) ; *adapté de Hunter (2003)*.

Hunter (2003) applique un nouveau modèle de raideur dynamique. Son modèle de raideur dynamique ne comprend que deux phases : une grande raideur constante depuis le début du contact jusqu'à l'impact de la force verticale et une petite raideur constante à partir de la chute de la force après l'impact jusqu'à la fin du contact (fig. 4.3). La transition entre ces deux valeurs de raideur est estimée à partir d'une fonction cosinus. Il justifie une telle gestion de la raideur par le fait qu'elle est adaptée avant et après le premier contact avec le sol pour s'adapter au sol (Farley et al., 1998). Cette approche est corroborée au niveau musculaire par une préactivation des muscles du membre inférieur avant et en début de phase de contact pour augmenter la raideur (Müller et al., 2010).

A propos de la marche, l'application du modèle de SMM est récente (Geyer et al., 2006, Rummel et al., 2010) et la raideur a peu été étudiée. Geyer et al. (2006) et Rummel et al. (2010) cherchent à reproduire la forme de M de la force de réaction verticale lors de la marche. Ils évaluent, lors de simulation, la relation entre la raideur, l'énergie mécanique, l'angle du ressort au contact (θ_0) et la vitesse de déplacement. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a pu comparé, in vivo, les valeurs de raideurs globale et locale lors de la marche.

La raideur globale est un témoin de l'action de l'ensemble du système musculo-squelettique alors que la raideur locale est un témoin de l'action du système musculo-squelettique autour d'une articulation. Les raideurs globales ou locales présentées dans

ce travail considèrent des raideurs musculo-tendineuses bien que la notion de raideur soit discutée.

4.4 Critique des modèles de raideurs

La notion de raideur humaine est pour certains auteurs, une notion qui s'est peu à peu éloignée de son sens d'origine et qui rencontre maintenant des erreurs conceptuelles. [Latash & Zatsiorsky \(1993\)](#) mettent en avant plusieurs limites quant à l'appellation raideur dans le mouvement humain. En effet, originellement, la force issue d'un ressort comprimé ou allongé vaut $F_x = -k\Delta x$; avec Δx la variation de longueur du ressort par rapport à sa longueur d'origine. Ainsi, la raideur en passant d'un état d'équilibre à un autre est $k = -\Delta F_x / \Delta x$. Or cette relation est valable dans deux conditions sine qua non : i) le ressort est uni-dimensionnel et ii) les mesures sont réalisées lorsque le ressort est à l'équilibre. Finalement, ces équations sont inapplicables si l'objet est en déplacement. Les méthodes de calcul de la raideur vues précédemment sont au cœur d'un problème conceptuel, c'est en ce sens que [Latash & Zatsiorsky \(1993\)](#) souhaitent éclaircir certains points :

- La notion de raideur a été introduite en physique pour caractériser les propriétés de certains corps déformables sous l'influence de forces extérieures. En l'absence de forces extérieures les corps doivent conserver la même forme. Or les muscles ne sont pas de ces corps et les articulations sont constituées de plusieurs segments.
- Les auteurs suggèrent des raideurs différentes à partir de la relation $\Delta F / \Delta x$:
 - Raideur : les mesures sont faites à l'équilibre. La résistance aux forces extérieures est le résultat de forces élastiques, et une énergie élastique est stockée.
 - Raideur apparente : les mesures sont faites à l'équilibre. La nature des forces résistantes aux forces extérieures est inconnue ou négligée.
 - Quasi-raideur : les mesures ne sont pas faites à l'équilibre.

La raideur apparente et la quasi raideur sont plus faciles à mesurer cependant elles ne rendent pas compte de la participation de forces élastiques ou d'un quelconque stockage.

- D'un autre côté le calcul de la raideur de tissus passifs, tels que les muscles non activés et les tendons, ne rencontre aucun problème conceptuel.

- Une articulation est un système complexe non linéaire dont les angles changent sous l'influence de forces variables externes et internes. Elle ne peut pas être résumée à un seul paramètre de raideur.

Finalement, ces auteurs suggèrent d'abandonner le terme de raideur articulaire / locale du fait de la complexité d'une articulation et de la difficulté de mesurer ce paramètre. Une grande précaution doit donc être prise avec la notion de raideur.

Objectifs du travail

Sommaire

| | | |
|-----|---|-----------|
| 5.1 | Validation de Modela-r pour la course | 71 |
| 5.2 | Validation de Modela-w pour la marche | 72 |
| 5.3 | Transfert d'énergie et modèles | 72 |

L'état de l'art présenté précédemment a montré l'utilité de l'approche adimensionnelle pour caractériser des comportements communs à travers les espèces et au sein d'une même espèce en prenant en compte les différentes échelles de grandeurs. Par ailleurs, l'approche adimensionnelle permet d'induire des similitudes dynamiques en définissant des conditions expérimentales similaires par le biais de NA. C'est en ce sens que certaines études ([McMahon et al., 1987](#), [Alexander, 1989](#), [Delattre et al., 2009](#)) proposent d'utiliser une combinaison de Froude et Strouhal. Deux nouveaux nombres adimensionnels sont proposés et justifiés par le théorème de Vaschy-Buckingham et par des transferts d'énergie théoriques : les nombres de Modela-r pour la course ([Delattre & Moretto, 2008](#)) et de Modela-w pour la marche. Ces NA n'ont jamais été validés expérimentalement. Leurs validations chez l'homme représentent les premiers objectifs de ce travail. Dans un second temps, les modèles permettant de tenir compte de l'élasticité et des transferts d'énergie sont rapprochés afin de proposer une méthode d'étude de l'élasticité chez l'homme, assemblage de solides poly-articulés.

5.1 Validation de Modela-r pour la course

[Delattre & Moretto \(2008\)](#) ont proposé Modela-r comme un témoin des transferts entre

les énergies représentées au CoM lors de la course. Ce NA a été développé sur des simulations de SMM, et n'a pas été validé expérimentalement à ce jour. Le premier objectif de ce travail est d'induire des similitudes dynamiques (ou des comportements similaires) chez des humains de différentes tailles. Pour ce faire, la détermination de conditions expérimentales similaires est essentielle.

5.2 Validation de Modela-w pour la marche

Dans ce travail nous proposons un nouveau NA pour la marche (section 2.4.2) : Modela-w qui est censé être le témoin des transferts entre les énergies représentées au CoM lors de la marche. Comme pour Modela-r, le deuxième objectif de ce travail est de valider expérimentalement Modela-w comme un moyen d'induire des similitudes dynamiques chez des individus de tailles différentes.

5.3 Transfert d'énergie et modèles

Modela-r et Modela-w ont été développés sur des modèles mécaniques simples (SMM) caractérisant le déplacement du CoM et prenant en compte une composante élastique. Or, le corps humain est composé de plusieurs segments corporels et est modélisé comme un ensemble de segment poly-articulé (PAM). Le troisième objectif est de faire le lien entre les coordinations du PAM, qui ne prend pas en compte de composante élastique, et le mouvement global du CoM caractérisé par le SMM, qui modélise un comportement élastique. Pour un même mouvement, ces deux modèles sont censés expliquer des comportements communs, nous verrons alors ce que cela engendre en termes de transferts d'énergie et d'estimation de l'élasticité du comportement et des structures.

Troisième partie

Contributions personnelles

Matériels et méthodes

Sommaire

| | | |
|-------|--|----|
| 6.1 | Etude 1 - Décomposition des forces | 77 |
| 6.1.1 | Introduction | 77 |
| 6.1.2 | Methods | 79 |
| 6.1.3 | Results | 83 |
| 6.1.4 | Discussion | 84 |

Les méthodes, procédures et traitements utilisés dans ce travail sont présentés dans les articles eux-mêmes et certains sont détaillés dans les annexes. Dans cette partie est présentée une méthode qui a donné lieu à une publication dans le journal *Medical Engineering & Physics*. Elle a été développée pour répondre à des contraintes matérielles. La validation de Modela nécessitait l'enregistrement de paramètres cinématiques et de paramètres dynamiques tels que les forces de réaction, les couples articulaires, etc. De plus, des vitesses devaient être imposées pour les deux modes de locomotion, nous avons alors fait le choix de réaliser nos expérimentations sur tapis roulant pour une précision accrue. La disposition d'un tapis roulant sur une grande plateforme de force a beaucoup été utilisée en biomécanique pour des raisons de gain de temps. Habituellement pour étudier des patrons de force de réaction ou des couples articulaires les participants doivent réaliser deux pas consécutifs sur deux plateformes de forces différentes afin d'avoir les forces de réaction sous chaque pied, sans que le participant ne vise les plateformes ([Wearing et al., 2000](#)). Un grand nombre d'essais sont nécessaires pour en sélectionner un correct. C'est en ce sens que le tapis a été un avantage dans ce travail, cependant cela a posé un autre problème méthodologique. En plaçant un tapis roulant sur une plateforme de force, la

plateforme mesure la somme des actions extérieures. La course ne comporte que des phases de simple appui et des phases aériennes alors que la marche possède des phases de simple et de double appui. Or, dans le cas du double appui il est impossible de déterminer la force de réaction sous chaque pied. [Davis & Cavanagh \(1993\)](#) et [Ballaz et al. \(2013\)](#) proposent des méthodes pour décomposer les forces de réaction à partir d'informations obtenues séparément sur les jauges de déformation de la plateforme. Cependant, cette procédure nous a été impossible à réaliser du fait de la technologie utilisée sur les plateformes AMTI. La *première étude* de ce travail (section [6.1](#)) présente un algorithme adapté de l'étude de [Ren et al. \(2008\)](#) qui permet de décomposer les forces de réaction lors de la phase de double appui sur sol et sur tapis roulant. Cette étude a donné lieu à une publication comme note technique dans le journal *Medical Engineering & Physics*.

6.1 Etude 1 - Méthode de décomposition des forces de réaction à partir d'une plateforme de force

Technical Note

An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platform in walking gait

Villegier D^a, Costes A^a, Watier B^{a, b}, Moretto P^a

^a *Université de Toulouse, UPS, PRISSMH, 118 route de Narbonne, F-31062 Toulouse Cedex 9, France*

^b *LAAS, 7 avenue du colonel Roche, F-31077 Toulouse, France*

| Article Info | Abstract |
|--|--|
| <p><i>Article history:</i></p> <p>Received 8 October 2013</p> <p>Received in revised form 11 July 2014</p> <p>Accepted 6 August 2014</p> <hr/> <p><i>Keywords:</i></p> <p>Double support detection</p> <p>Double support decomposition</p> <p>Center of pressure</p> <p>Single forceplate</p> <p>Asymmetry</p> | <p>In walking experimental conditions, subjects are sometimes unable to perform two steps on two different forceplates. This leads the authors to develop methods for discerning right and left ground reaction data while they are summed during the double support in walking. The aim of this study is to propose an adaptive transition function that considers the walking speed and ground reaction forces (GRF). A transition function is used to estimate left and right side GRF signals in double support. It includes a shape coefficient adjusted using single support GRF parameters. This shape coefficient is optimized by a non-linear least-square curve-fitting procedure to match the estimated signals with real GRF. A multiple regression is then performed to identify GRF parameters of major importance selected to compute the right and left GRF of the double support. Relative RMSE (RMSEr), maximum GRF differences normalized to body mass and differences of center of pressure (CoP) are computed between real and decomposed signals. During double support, RMSEr are 6 %, 18 %, 3.8 %, 4.3 %, 3 %, and 12.3 % for anterior force, lateral force, vertical force, frontal moment, sagittal moment and transverse moment, respectively. Maximum GRF differences normalized to body mass are lower than 1 N/kg and mean CoP difference is 0.0135 m, when comparing real to decomposed signals during double support. This work shows the accuracy of an adaptive transition function to decompose GRF and moment of right and left sides. This method is especially useful to accurately discern right and left GRF data in single force platform configurations.</p> |

6.1.1 Introduction

A common problem met with in walking analysis is that the subject may be unable to perform two steps on two force platforms. Constrained by the experimental conditions, the number and the size of the force platform, subjects have to respect a minimum step length maintaining a natural behavior. Some authors have suggested methods using a

single force platform to study walking gait cycle (Kram & Powell, 1989, Davis & Cavanagh, 1993, Kram et al., 1998, Ballaz et al., 2013).

Using a single force platform, measurements match the sum of the action forces. However, the discrimination of right and left action forces and moments is required to study walking gait using inverse dynamic and asymmetry analysis (Potdevin et al., 2008, Goldberg & Stanhope, 2013). The difficulty with using a single platform is to detect the double support (DS) phase and to decompose the whole signals into left and right body parts. To identify heel strike and toe off of each foot, some studies proposed to use the lateral center of pressure (CoP) position (Davis & Cavanagh, 1993) or the forward CoP speed (Verkerke et al., 2005). Based on the DS detection, the whole signals can be decomposed.

Two options can be used to distinguish right to left action forces and moments. In the first, an algorithm is carried out using the four load cells of a forceplate (Davis & Cavanagh, 1993, Ballaz et al., 2013). However, access to the different load cells is not always possible depending on which platform is used. Moreover, these studies are limited to the determination of the right and the left vertical components of the Ground Reaction Force (GRF). The second option involves decomposing GRF and moments (GRM). This allows us to estimate the shape of the signal corresponding to those of the right and left foot contact (Ren et al., 2008). Ren et al. (2008) used transition functions to estimate decreases in three dimensional forces and moments applied by the foot leaving the ground during DS phase. These transition functions were developed to respect two conditions in the DS phase:

- (1) The GRF and the GRM on the leaving foot change towards zero.
- (2) The ratio of GRF and GRM during DS to their values at contralateral heel strike can be expressed as a function of DS duration.

However, Ren's method allowed them to use only two shapes of signal decrease.

The shapes of the ground reaction force and moment being walking-speed dependent (Nilsson & Thorstensson, 1989), this study aims to enhance the transition functions of Ren et al. (2008) by including pre-DS ground reaction force characteristics and taking into account the walking speed to determine three dimensional forces and moments of both right and left sides.

6.1.2 Methods

6.1.2.1 Walking test

Seven healthy subjects with a mean age (SD) of 23.4 (3.5) yr; a height (SD) of 1.73 (0.07) m and a body mass (SD) of 72.1 (6) kg took part in the study after signing an informed consent document. They performed walking tests at three different velocities: low 1.1 (0.13) m/s, normal 1.4 (0.1) m/s and high speed 1.9 (0.15) m/s on a walkway including two force plates (AMTI, Watertown, MA, USA). Twelve infrared cameras (Vicon, Oxford Metrics, Oxford, UK) were used to measure the subject walking speed. They performed ten trials per walking condition after a familiarization period to ensure data reproducibility (Hamill & McNiven, 1990); hence 210 trials were recorded for this study. The kinematic and force platform data were sampled at 200 Hz and 1000 Hz, respectively. Note that AMTI forceplate did not enable us to discriminate the four load cells.

6.1.2.2 Assessed and computed parameters

Assessed parameters

X, Y and Z were respectively anterior, lateral and vertical axis. The forward velocity was measured from a virtual point corresponding to the middle of two markers placed at both anterior iliac spines. The GRF and GRM of both platforms were transferred to a corner of the first platform. Then, to simulate single data recordings, data of the two force platforms were summed and then filtered. 4th order zero lag Butterworth filters with a cut off frequency of 10 Hz (Kristianslund et al., 2012) were applied to kinematic and kinetic data. The GRF and GRM transfers also allowed to improve the GRM decompositions because of no sign changes.

Computed parameters

Referring to Verkerke et al. (2005), the transitions from the single to the double stance and from the double to the single stance were estimated when the forward CoP speed reached the zero level. As the authors used a treadmill, we decided to subtract the mean subject forward speed on the cycle from the forward CoP velocity (Fig. 6.1), to match their procedure and detect DS phase events. CoPx and CoPy were computed from the ratios $-My/Fz$ and Mx/Fz (with Mx the frontal moment, My the sagittal moment

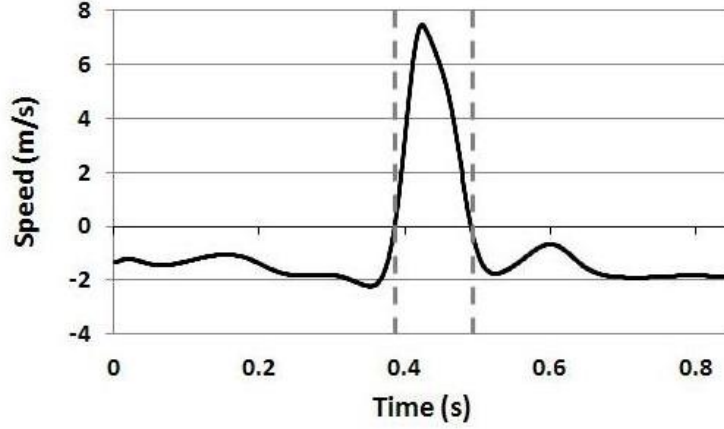


Figure 6.1: Example of CoP forward speed minus subject forward speed.

and F_z the vertical force), respectively. The determination of DS events from two force platforms was detected with a threshold of 5 N on vertical force (DeVita & Bates, 1988).

The transition function used in this paper has been optimized with respect to the original used by Ren et al. (2008) (Eq. (6.1)). The transition function allows us to estimate the force decrease of the foot leaving the ground during DS from the force recorded one frame before DS. The force shape decrease depended on the GRF and GRM components. Indeed, Ren et al. (2008) suggested two shapes of decrease in the DS phase; (i) a non monotonic (Fig. 6.2A) which corresponded to an alternation of positive and negative variations and (ii) a monotonic (Fig. 6.2A). They suggested using equation 1 to estimate anterior ground reaction force decrease (non monotonic) and a monotonic transition function to estimate the other ground reaction force and moment decreases.

$$F(t) = F_0 \cdot \left(k_1 \cdot e^{-[(t-t_p)/T_{ds}]^2} - k_2 \cdot \frac{t}{T_{ds}} \right) \quad (6.1)$$

According to Ren et al. (2008), F_0 is the force at contralateral heel strike at the frame before the beginning of DS; T_{ds} is the half DS duration; t is the time ($t = 0$ at the frame before DS beginning and $t = 2T_{ds}$ at DS end); $t_p = Scoeff \cdot T_{ds}$ with $Scoeff$ the shape coefficient. Both constants $k_1 = e^{Scoeff^2}$ and $k_2 = (k_1/2) \cdot e^{-(2-Scoeff)^2}$ allow the function to respect condition at contralateral heel strike ($F(0) = F_0$) and toe off ($F(2T_{ds}) = 0$). In the original non-monotonic transition function (Eq. (6.1)) proposed by Ren et al. (2008), the $Scoeff$ was fixed at $2/3$ (Fig. 6.2A).

For a more accurate adaptation of $Scoeff$ (Fig. 6.2B), we retain the non-monotonic transition function (Eq. (6.1)) for all GRF and GRM. The optimization was performed

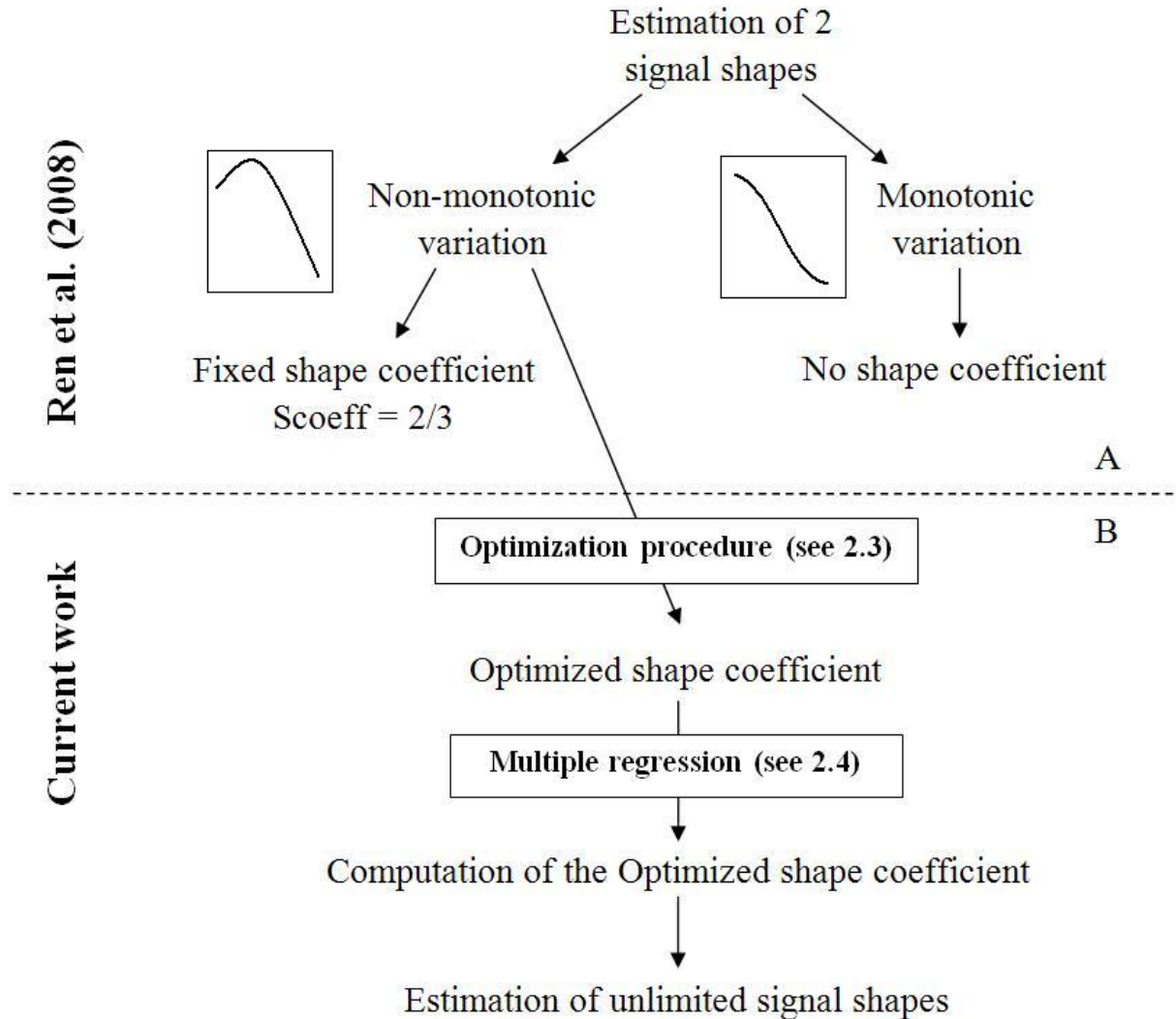


Figure 6.2: The respective contributions of (A) Ren et al. (2008) and (B) the current work brought to the transition functions.

to adjust *Scoeff*, GRF and GRM shapes from GRF characteristics and subject speed. The procedure comprises two steps (Fig. 6.2B), (i) the *Scoeff* was optimized to best fit decomposed GRF and GRM to real GRF and GRM (see Section 6.1.2.3), (ii) a multiple regression was performed to express optimized *Scoeff* in terms of pre-DS ground reaction force characteristics (see Section 6.1.2.4). The third figure (Fig. 6.3) shows a set of possible signal shapes by varying *Scoeff* in Eq. (6.1) which is the single transition function used in our method.

6.1.2.3 Optimized shape coefficient

The *Scoeff* coefficient establishing the force at contralateral heel strike to decomposed GRF and GRM relation was first optimally estimated by means of a nonlinear uncon-

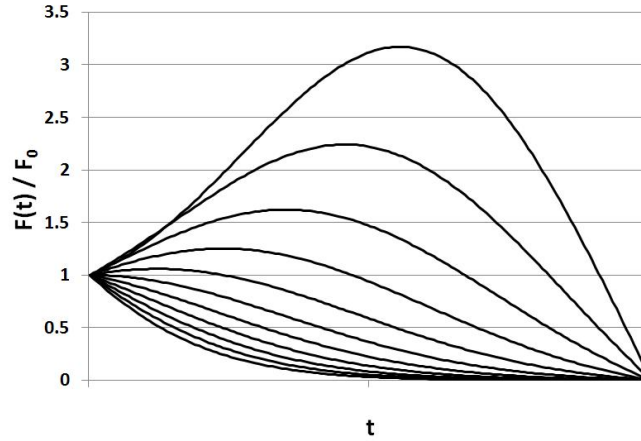


Figure 6.3: Various signal shapes in DS phase with different values of *Scoeff*. From top to bottom the *Scoeff* was set at: 1.25, 1, 0.75, 0.5, 0.25, 0, -0.25, -0.5, -0.75, -1, -1.25

strained least-square curve-fitting procedure using data relating to the two forceplates. For each ground reaction component (force and moment), the optimization problem was formulated as: Find *Scoeff* that minimizes:

$$A_F = \sum_t (F_{REAL}(t) - F(t))^2 \quad (6.2)$$

where $F_{REAL}(t)$ is the real ground reaction component and $F(t)$ is obtained from Eq. (6.1) for the corresponding ground reaction component. The optimization procedure was realized by using the function `fminsearch` found in MATLAB and Optimization Toolbox (R2007b, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States).

6.1.2.4 GRF characteristics and multiple regression

A multiple regression was then performed to express optimized *Scoeff* from GRF characteristics. This determination allows us to calculate the optimized coefficient of each recording using a single force plate. Different GRF parameters were taken into account to identify their power in the determination of the optimized *Scoeff*. Their powers were determined using a multiple regression analysis ($p < 0.05$) which takes into consideration: F_{slope} , the slope of absolute force normalized to body mass (BM) from the two frames before the beginning of DS; F_i , the absolute force normalized to BM at the frame before the start of DS; F_{max} , the absolute value of maximal force normalized to BM; $2T_{ds}$, the duration of DS phase and V_F , the subject forward velocity. Significant parameters revealed by regression analysis were taken into consideration to compute optimized *Scoeff* for each

GRF and GRM. Hence the signal decomposition shape from our method is dependent on *Scoeff*, while the optimized *Scoeff* coefficient came from the multiple regression. Ground reaction forces and moments under the foot striking the ground were obtained by subtracting the decomposed ground reaction forces and moments to the total ground reaction forces and moments.

6.1.2.5 Computation error

First, the times of heel strike and toe off that determine the DS phase were compared with regard to two conditions: one simulated forceplate and two forceplates (see Section 6.1.2.2). The two forceplates configuration was taken as a standard, and then the absolute error (in seconds) was computed with the single forceplate configuration. To evaluate model accuracy, decomposed GRF and GRM from our method and decomposed GRF and GRM from the Ren's method were compared to the measured GRF and GRM for each trial. Comparison is limited to the DS phase. The differences between both methods and the real GRF and GRM were quantified by using the square root of the time-averaged squared error, normalized with respect to mean peak-to-peak amplitude, RMSEr (Cahouët et al., 2002, Ren et al., 2008). RMSEr of GRM being dependant on the coordinate system position, an error on CoP for each trial was assessed. It entailed measuring the norms of the vectors between real CoP and decomposed CoP from our method and Ren's method. A mean error (in meters) was computed for each trial and for each decomposition method. Maximum GRF differences (Δ) were computed between decomposed GRF from both methods and real GRF. They have been normalized to BM.

6.1.3 Results

In the current study, the absolute error of timing events is 0.003 seconds (SD 0.002).

The means (interquartile interval IQ) of the computed *Scoeff* are presented in Table 6.1. Their ranges were [0.24;0.72], [-1.03;0.30], [-0.16;0.30], [-0.07;0.31], [-0.05;0.19] and [0.19;1.07] for the anterior force, the lateral force, the vertical force, the frontal moment, the sagittal moment and the transverse moment, respectively.

The equations of *Scoeff* determination from multiple regression are presented in S Appendix. Means RMSEr from both methods are presented in Table 6.1. Our method allows us to decrease the RMSEr between 1 and 25% for the GRF and GRM as compared

to the Ren's method (Fig. 6.4).

Table 6.1: RMSEr assessed on DS(%) and Scoeff values.

| | Ren's method (IQ) | Our method (IQ) | Scoeff (IQ) |
|-------------------|-------------------|-----------------|-------------|
| Anterior force | 20.62 (13.2) | 6.01 (2.8) | 0.49 (0.1) |
| Lateral force | 19.05 (17.1) | 18.01 (16) | -0.37 (0.3) |
| Vertical force | 11.70 (4) | 3.83 (1.5) | 0.18 (0.1) |
| Frontal moment | 11.52 (4.1) | 4.31 (1.3) | 0.18 (0.1) |
| Sagittal moment | 9.17 (3.8) | 2.99 (1.5) | 0.20 (0.0) |
| Transverse moment | 37.40 (26.4) | 12.29 (9.4) | 0.54 (0.2) |

The mean distances between real CoP and CoP of the both decomposition method in DS were 0.0135 m (IQ 0.007) and 0.0229 m (IQ 0.007) for our method and the Ren's method (Fig. 6.5), respectively. In double support, the CoP from the Ren's method remained in a constant position. The CoP components were computed from the ratio of GRM and vertical force, their signal shapes being the same from the Ren's method, the CoP stayed in the same position.

Means of maximum GRF differences normalized to BM are presented in Table 6.2. Our method compared to the Ren's method decreases the Δ in DS phase by 0.55 N.kg⁻¹ and 1.52 N.kg⁻¹ respectively for anterior force and vertical force.

Table 6.2: Maximum GRF differences normalized to BM (Δ)(N.kg⁻¹).

| | Ren's method (IQ) | Our method (IQ) |
|----------------|-------------------|-----------------|
| Anterior force | 0.77 (0.6) | 0.22 (0.1) |
| Lateral force | 0.13 (0.1) | 0.13 (0.1) |
| Vertical force | 2.28 (0.8) | 0.76 (0.3) |

Moreover, the RMSEr's and the Δ 's IQ of 8 over 9 ground reaction components are higher when computed from the Ren's method than computed using our method (Table 1 and Table 2).

6.1.4 Discussion

To improve the estimation of ground reaction forces and moments in DS phase, the aim of the study was to enhance the original transition function presented by Ren et al. (2008)

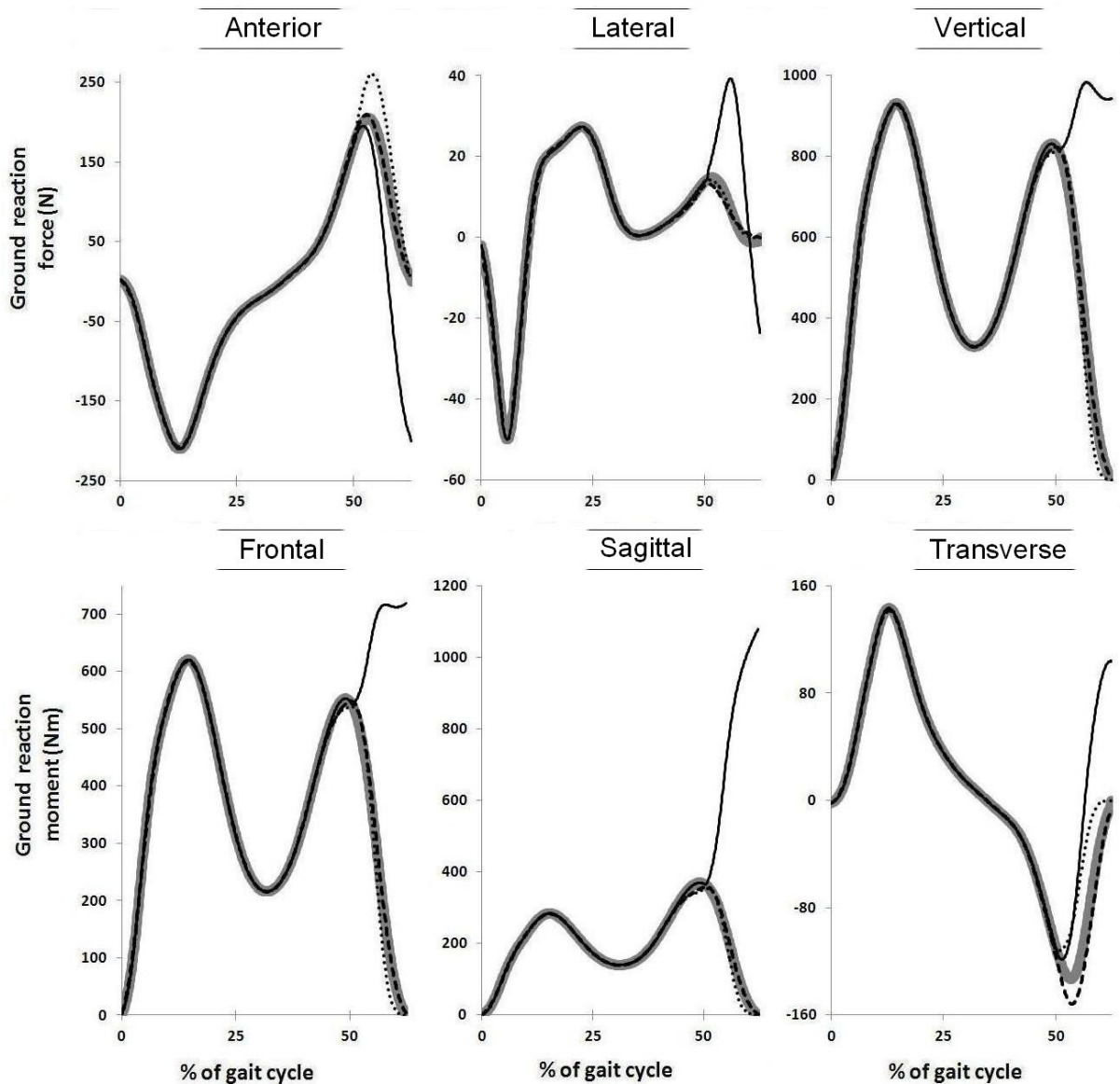


Figure 6.4: Illustration of total GRF and GRM (black line), real GRF and GRM (large gray line), GRF and GRM from our method (black dashed line) and GRF and GRM from Ren's method (black pointed line) for the foot leaving the ground

by including pre-DS ground reaction force characteristics and walking speed, especially as a relationship between ground reaction forces, moments and speed exists (Nilsson & Thorstensson, 1989). The speed displacement can be a parameter of experimental conditions as can constrained speeds and frequencies. Also, some specific gaits induce lower spontaneous, comfortable and maximal speed, especially in the elderly (Winter et al., 1990, Zijlstra et al., 2008), children (Öberg et al., 1993, Lythgo et al., 2011) and the obese (Lai et al., 2008).

There are many benefits of using a single force platform. Indeed, it is a simple way

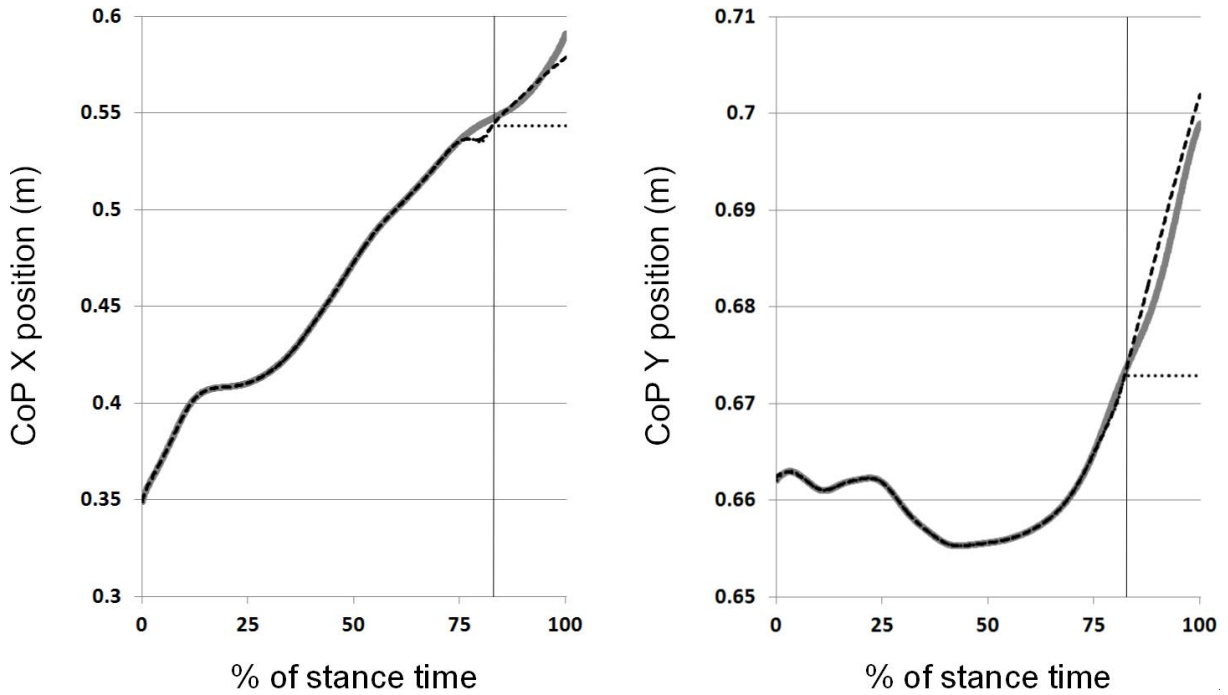


Figure 6.5: Illustration of the CoP positions on X and Y axis of the experimental coordinate system from real data (large gray line), our method (black dashed line) and Ren's method (black dotted line) under the foot leaving the ground. Vertical lines correspond to the double support beginning

to access a lot of information, such as the locomotion phases, the action forces of the whole body and the displacement of the centre of pressure. The method to detect the overground walking DS is inspired from [Verkerke et al. \(2005\)](#) and allows us to determine DS events with a 3‰ error, according to [Roerdink et al. \(2008\)](#). On the experimental plan, the single force platform configuration avoids us having to worry about the step length of the tested subjects, which is especially useful in (i) cases of material constraints, (ii) constrained speed and / or step frequency conditions and (iii) studying particular gait ([Winter et al., 1990](#), [Öberg et al., 1993](#), [Lai et al., 2008](#), [Zijlstra et al., 2008](#), [Lythgo et al., 2011](#)).

Admitting that the approximation is far from ideal, [Ren et al. \(2008\)](#) reported RMSE of the walking cycle of 10.9 %, 20 %, 5.6 %, 32.5 %, 12.2 % and 26.2 % for the anterior force, the lateral force, the vertical force, the frontal moment, the sagittal moment and the transverse moment, respectively. Our method based on kinetic data of a single force platform enables us to estimate GRF and GRM. Our adaptive transition function induces errors during DS that are lower than the errors during the walking cycle from the original kinematic model ([Ren et al., 2008](#)). There is a benefit to be gained from being more

accurate as to the estimation of the GRF and GRM during the DS phase. First, our method decreases errors to a level lower than intra-individual variability values reported by [Winter \(1984\)](#) for anterior and vertical forces (respectively 20 % and 7 %) whereas the errors from the Ren's method are higher. The errors on GRM and CoP were reduced with our method, hence the errors on lever arm to compute moment using inverse dynamic were reduced. Then, it appears that a best estimation of the CoP, the GRF and the GRM will have a beneficial impact on the computations of net joint torque from the ankle to the hip. Using the both methods to study asymmetries, the maximum GRF differences normalized to BM for anterior and lateral forces in gait cycle are lower than 1 N.kg⁻¹ i.e. the minimum difference in GRF parameter values that are biomechanically significant ([DeVita & Bates, 1988](#)). Our method is the only one that allows us to get maximum vertical GRF difference normalized to BM lower than 1 N.kg⁻¹ (0.73 vs. 2.25). Taking into account the GRF characteristics, our method is adjusted to the step-to-step variability reported by [Winter \(1984\)](#). The lower error and variability from our method enable clinicians and researchers to easily highlight statistically significant differences.

The difficulties concerning the decomposition methods are to estimate the GRF and GRM in DS phase with the lowest error. A descriptive analysis of errors reveals that mean error and error variability with our method were reduced by more than 50 % compared to the Ren's method, except for the lateral force's errors. Our method leads to an error of 3.8 % on the vertical force during DS phase. [Davis & Cavanagh \(1993\)](#) reported an error on vertical impulse during DS of 1.5 % (3.6 %, 0.3 % and 0.6 % for low, medium and high speed, respectively). These errors were computed from one subject who carried out two trials at three different speeds. Robustness and adaptation to the inter-individual variability have not been widely tested. A more recent study ([Ballaz et al., 2013](#)) reported errors of 3.8 % just as our method does. The advantage of our algorithm compared to these of [Davis & Cavanagh \(1993\)](#) and [Ballaz et al. \(2013\)](#) is that it can be used without accessing the four load cells; also, the decomposition of all GRF and GRM is feasible. Thus a two or three dimensional analysis is possible.

From a single force platform, the study of a healthy walking gait along a cycle is feasible by discriminating left and right action force during DS with our method. An accurate estimation of the GRF and GRM during DS associated with a motion analysis system would allow researchers and clinicians to assess all the kinetic parameters during a

complete walking cycle. The *Scoeff* determination equations presented in the Appendix are generics and could be used for all subjects. Further studies are necessary to assess the effects of our method on inverse dynamics calculations and the applicability of our algorithm to pathological gaits.

Acknowledgments:

The authors wish to thank David Amarantini and Fabien Dal Maso for their valuable contribution with regard to the expression of the optimization problems.

Declarations Funding:

This study has been supported by the University of Toulouse 3 that is a public establishment. No private grant has been perceived.

Competing interests:

There is no conflict of interest

Ethical approval:

The subjects have written informed consents approve by the ethic committee of the University of Toulouse 3. This procedure is a simplified one approved when the protocol of the studies are non-invasive

APPENDIX

Computation of Scoeff for each GRF and GRM and correlation R^2 with the optimized Scoeff

For anterior force Fx ($R^2 = 0.87$):

$$\begin{aligned} Scoeff = 0.283 - 1.248 \times 2T_{ds} - 0.219Fx_i - 0.003Fx_{slope} + 0.04Fx_{max} + 0.03Fz_i \\ + 0.002Fz_{slope} + 0.034Fz_{max} \end{aligned}$$

For lateral force Fy ($R^2 = 0.45$):

$$\begin{aligned} Scoeff = 0.691 - 0.313V_F - 2.867 \times 2T_{ds} - 0.121Fx_i + 0.083Fx_{max} + 0.007Fy_{slope} \\ + 0.022Fz_i - 0.002Fz_{slope} \end{aligned}$$

For vertical force Fz ($R^2 = 0.8$):

$$\begin{aligned} Scoeff = 0.398 - 0.149V_F - 1.064 \times 2T_{ds} - 0.043Fx_i + 0.014Fx_{max} - 0.036Fy_{max} \\ - 0.011Fz_i - 0.001Fz_{slope} + 0.026Fz_{max} \end{aligned}$$

For frontal moment Mx ($R^2 = 0.78$):

$$\begin{aligned} Scoeff = 0.448 - 0.113V_F - 1.08 \times 2T_{ds} - 0.05Fx_i - 0.001Fx_{slope} + 0.018Fx_{max} \\ - 0.017Fz_i + 0.001Fz_{slope} + 0.029Fz_{max} \end{aligned}$$

For sagittal moment ($R^2 = 0.74$):

$$\begin{aligned} Scoeff = 0.363 - 0.107V_F - 0.921 \times 2T_{ds} - 0.045Fx_i - 0.001Fx_{slope} + 0.016Fx_{max} \\ - 0.017Fz_i + 0.001Fz_{slope} + 0.029Fz_{max} \end{aligned}$$

For transverse moment M_z ($R^2 = 0.64$):

$$\begin{aligned} Scoeff = & 0.96 - 2.445 \times 2T_{ds} - 0.326Fx_i - 0.003Fx_{slope} + 0.095Fx_{max} + 0.131Fy_i \\ & + 0.01Fy_{slope} + 0.002Fz_{slope} + 0.031Fz_{max} \end{aligned}$$

Transition function (see Section 6.1.2.2)

$$F(t) = F_0 \left(k_1 e^{-[(t-t_p)/T_{ds}]^2} - k_2 \frac{t}{T_{ds}} \right)$$

with

$$t_p = Scoeff \times T_{ds}, k_1 = e^{Scoeff^2} \text{ and } k_2 = \frac{1}{2}k_1 e^{-(2-Scoeff)^2}.$$

Bilan & Transition

Cette méthode permet d'identifier les phases de double appui et de décomposer les forces et les moments de réaction du sol dans cette phase. Les erreurs maximales induites par cette méthode sont biomécaniquement non significatives (DeVita & Bates, 1988), c'est à dire inférieures à 1 N.kg^{-1} , soit 0,22, 0,13 et $0,76 \text{ N.kg}^{-1}$. Aussi les erreurs moyennes sont inférieures à la variabilité d'un pas sur l'autre (Winter, 1984), soit des RMSE relatives sur la phase de double appui de 6,01 %, 18,01 %, 3,83 %, 4,31 %, 2,99 %, 12,29 % pour la force antéro-postérieure, la force médio-latérale, la force verticale, le moment frontal, le moment sagittal et le moment transverse, respectivement. Cette méthode permet ainsi d'étudier les forces de réaction durant tout un cycle de marche et aussi d'estimer les efforts inter-segmentaires par dynamique inverse lorsque les deux pas sont réalisés sur une même plateforme. L'utilisation du tapis roulant monté sur une plateforme de force est alors possible tout en mesurant les forces et les moments de réaction sous chaque pied.

Validation du nombre de Modela

Sommaire

| | | |
|-------|--|------------|
| 7.1 | Etude 2 - Relation spontanée entre Froude et Strouhal | 95 |
| 7.1.1 | Introduction | 95 |
| 7.1.2 | Methods | 96 |
| 7.1.3 | Results and Discussion | 97 |
| 7.1.4 | Conclusions | 98 |
| 7.2 | Etude 3 - Validation de Modela-r | 100 |
| 7.2.1 | Introduction | 100 |
| 7.2.2 | Methods | 103 |
| 7.2.3 | Results | 110 |
| 7.2.4 | Discussion | 110 |
| 7.3 | Etude 4 - Modela-r et variabilité des efforts inter-segmentaires | 117 |
| 7.3.1 | Introduction | 117 |
| 7.3.2 | Materials and methods | 119 |
| 7.3.3 | Results | 121 |
| 7.3.4 | Discussion | 122 |
| 7.4 | Etude 5 - Validation de Modela-w | 124 |
| 7.4.1 | Introduction | 124 |
| 7.4.2 | Methods | 126 |
| 7.4.3 | Results | 133 |
| 7.4.4 | Discussion | 134 |

Le nombre de Modela a deux variantes qui sont Modela-r pour la course et Modela-w pour la marche. Ils ont été développés sur la base de transferts d'énergie théoriques du modèle simple caractérisant ces deux modes de locomotion. Suite au développement proposé dans la section 2.4.2 et dans l'étude de [Delattre & Moretto \(2008\)](#), Modela peut être exprimé en fonction des nombres de Froude (Nfr) et de Strouhal (Str). Or, la relation entre ces NA n'a été abordée qu'indirectement dans les études d'[Alexander & Jayes \(1983\)](#) et [Gatesy & Biewener \(1991\)](#) qui se sont intéressées aux relations spontanées entre le RSL (longueur de pas relative) et Nfr. En effet, le RSL est l'inverse de Str (section 2.3.1). La *deuxième étude* (section 7.1) de ce travail concerne la relation spontanée qui existe chez l'homme entre Nfr et Str. Cette étude a donné lieu à une présentation orale référencée au *37ème congrès de la Société de Biomécanique*.

Le nombre de Modela-r développé par [Delattre & Moretto \(2008\)](#) pour la course n'a jamais été expérimentalement validé comme le regrettent [Wannop et al. \(2012\)](#). Alors, l'objectif de la *troisième étude* (section 7.2) de ce travail est de valider Modela-r par l'utilisation concomitante de Nfr et Str pour amener des humains à courir avec des comportements similaires. Cette étude a récemment été publiée dans le journal *Journal of Biomechanics*. Dans cette lignée, la *quatrième étude* (section 7.3) de cette thèse s'intéresse à l'intérêt de Modela-r pour déterminer des conditions expérimentales similaires et comparer des paramètres mécaniques tels que des moments résultants. Cette étude a donné lieu à une présentation orale au *XIII International Symposium of 3-Dimensional Analysis of Human Motion*.

Le nombre de Modela-w que nous avons développé pour la marche dans la section 2.4.2, n'a jamais été expérimenté ni validé. L'objectif de la *cinquième étude* (section 7.4) est de valider Modela-w, c'est à dire l'utilisation conjointe des nombres de Nfr et Str pour induire des similitudes dynamiques chez des humains. Cette étude a récemment été publiée dans le journal *Gait & Posture*.

7.1 Etude 2 - Relation spontanée entre Froude et Strouhal

Froude and Strouhal dimensionless numbers to study human gait: An experimental approach

Villegier D^a, Delattre N^b, Watier B^a, Moretto P^a

^a *Université de Toulouse, UPS, PRISSMH, 118 route de Narbonne, F-31062 Toulouse Cedex 9, France*

^b *Laboratoire d'Etude de la Motricité Humaine, Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique, Université de Lille-Nord de France, France*

Article history: Presented 17 October 2012

Keywords: Human locomotion, Dynamic similarity, Froude, Strouhal, Inverted pendulum, Bouncing mass

7.1.1 Introduction

Issued from fluid mechanics, the dimensionless approach enables characterizing a mechanical phenomenon while discarding the effects of size, thereby establishing similarity between systems of different sizes. The inverted pendulum model (IP) has often been used to model human walking. In this line, [Alexander \(1989\)](#) introduced a dimensionless speed as the Froude number ($Nfr = v^2/gl$, with v , the forward velocity; g , the acceleration due to gravity and l , the rigid leg length). The bouncing mass (BM, [fig 7.1](#)) is preferred to model running and introduces an elastic component that captures the athletes ability to bounce and to jump ([fig 7.1](#)). Considering the link between the stiffness and the natural oscillation frequency, [Alexander \(1989\)](#) also considered the Strouhal number ($Str = f_0l/v$, with f_0 the natural frequency) as a dimensionless frequency.

The π theorem, developed by Vaschy and Buckingham ([Buckingham, 1914](#)), enounced that a physical equation using Np physical variables, which are dependant of Nd base dimensions, necessitates $Np - Nd$ dimensionless numbers (π) to completely describe the mechanical phenomenon of a system. The BM model consists of a point mass oscillating at the end of a massless spring. Applying π theorem, five physical variables: gravity (g), frequency (f), initial spring length (l), mass (m) and stiffness (k) refer to three basic dimensions: L (m), M (kg), T (s). Thus 2 π dimensionless numbers are necessary to characterize the system behavior. In that sense, [Alexander \(1989\)](#) suggested to take into

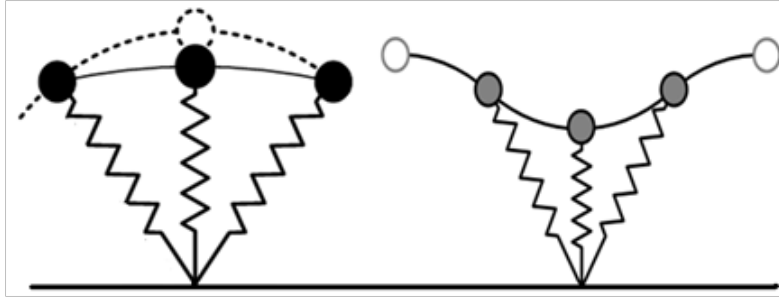


Figure 7.1: Compliant Inverted Pendulum (CIP) and Bouncing Mass (BM) models.

account Nfr and Str.

Delattre et al. (2009) showed that neither Nfr nor Str were sufficient to characterize running mechanics or to establish similarity between the subjects dynamics. Each of the numbers makes its own contribution: Nfr contributing to predict antero-posterior kinetic events and Str, the temporal organization. The authors suggested that a concomitant use of Nfr and Str would induce more accurate movement characterization.

During walking, a flattening of the trajectory of the body centre of mass (CoM) compared to IP has been demonstrated experimentally (Lee & Farley, 1998). This finding suggests a compliant leg that flattens the vertical excursion of the CoM and promotes a compliant inverted pendulum model (CIP, fig 7.1). Applying π theorem to CIP, 2 π dimensionless numbers are necessary to characterize the system behavior. This implies that an elastic phenomenon operates during walking and points to Str and Nfr as indicators for studying walking too.

The aim of this study was to develop a concomitant consideration of Str and Nfr for an accurate dimensionless analysis of human walking and running.

7.1.2 Methods

Thirteen healthy subjects (mean \pm sd; age 23.5 \pm 2.7 years; height 1.78 \pm 0.07 m; Body mass 72.5 \pm 5 kg; leg length 0.93 \pm 0.05 m) took part in this study after signing an informed consent document.

Firstly, the spontaneously chosen walking velocity (V_{100}) of the subject was identified. Ten speeds were determined as extending from 80 to 280 % of V_{100} by incremental step of 20 % (ie V_{80} to V_{280}).

These speeds were then imposed to the subject in a random order using a light running track. A Vicon motion analysis system and kistler forceplates integrated to a walkway

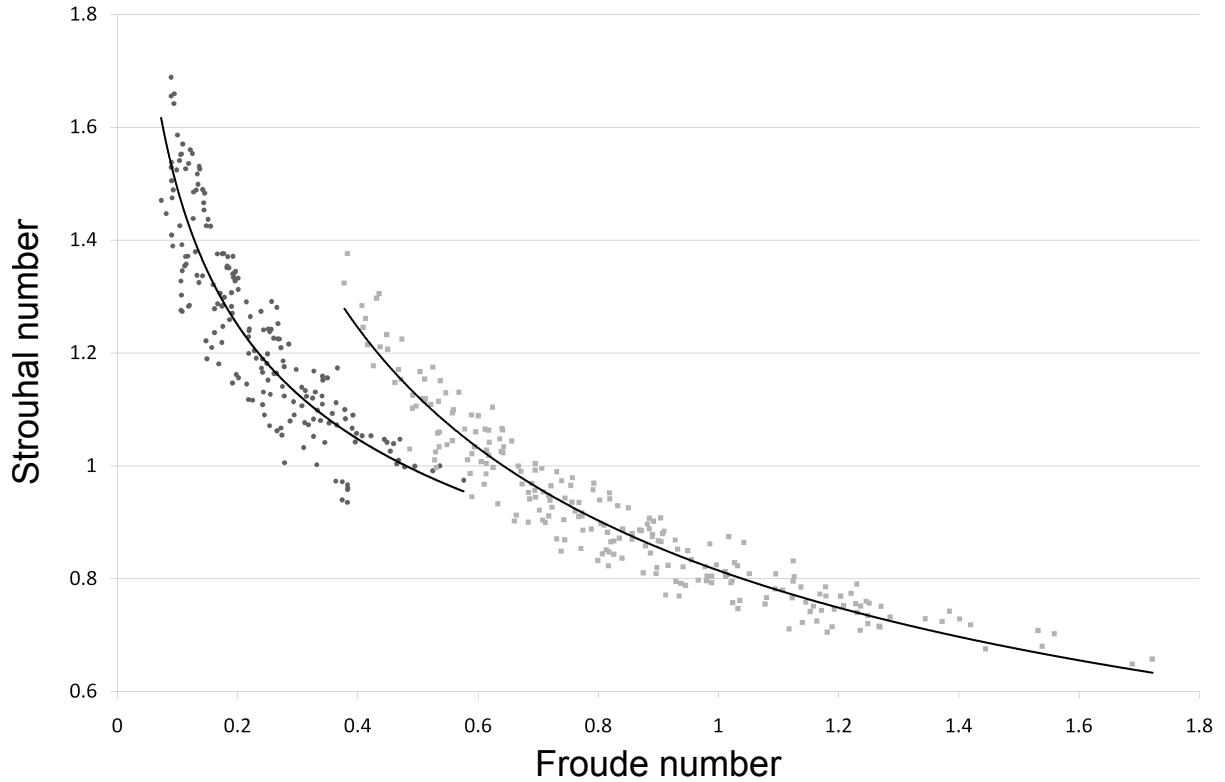


Figure 7.2: Relation between Nfr and Str according to locomotion mode. Black circle: Walking gait; Gray square: Running gait.

enable one to record the kinematic and kinetic parameters during the walking and running trials. Nfr and Str were computed from the forward speed (v), the leg length (l) and the spontaneously chosen stride frequency (f_0).

7.1.3 Results and Discussion

According to [Kram et al. \(1997\)](#), our experimental data confirm that the walk-to-run transition occurs close to a 0.5 value of the Froude number (fig. 7.2).

A strong relation between Str and Nfr appears across walking and running trials. The relations are $Str = 0.83Nfr^{-0.25}$ ($r^2 = 0.8$) and $Str = 0.81Nfr^{-0.46}$ ($r^2 = 0.93$), respectively.

CIP and BM models of human gait consider an elastic component and entails the use of Nfr and Str dimensionless numbers to describe human gait. The tight relations between both numbers revealed for walking and running confirm the adequacy of a dimensionless approach to experimental data on gait. The dimensionless numbers can be used to capture the dynamic similarities between different-sized subjects. According to [Alexander \(1989\)](#),

who suggested to associate Nfr and Str, these relations yield an experimental tool to establish dynamic similarities.

Groucho then Modela dimensionless numbers have been proposed for this purpose. They were justified from normal peak force study ([McMahon et al., 1987](#)) and energy exchange at the centre of gravity of a BM ([Delattre & Moretto, 2008](#)). Further studies are needed to devise a better way to reach dynamic similarities between different walking and running subjects.

7.1.4 Conclusions

The present study suggests a new mean to associate Nfr and Str dimensionless numbers into the study of human gait. Based on models that introduce an elastic component into walking and running, they propose a new approach to study human gait and dynamic similarities between different-sized subjects. The presented relation characterizing the healthy locomotion will allow to enhance the detection of an abnormal behavior.

Bilan & Transition

Cette étude met en évidence deux relations spontanées entre Nfr et Str, une pour la marche ($Str = 0,83 \cdot Nfr^{-0,25}$) et l'autre pour la course ($Str = 0,81 \cdot Nfr^{-0,46}$). Ces résultats sont en accord avec ceux reportés par [Gatesy & Biewener \(1991\)](#) qui rapportent des relations spontanées entre RSL et Nfr distinctes entre la marche et la course bipèdes. Ces relations montrent que Nfr et Str permettent de caractériser le mode de locomotion et plus généralement qu'une approche adimensionnelle de la locomotion est pertinente. Elles sont issues de comportements spontanés de sujets sains et peuvent être considérées comme un ensemble de comportements standards sans dimension. Elles pourraient ainsi être utilisées pour i) identifier des comportements déviants dus à une expertise ou un handicap, ii) identifier un objectif à atteindre à l'issue d'un programme de réhabilitation ou même iii) diriger un programme de rééducation. Aussi ces relations peuvent aussi être un moyen d'induire des similitudes, c'est à dire imposer un Nfr et un Str ou imposer une combinaison de Nfr et Str comme le suggère [Alexander \(1989\)](#) et [Delattre et al. \(2009\)](#) pour la course. Dans cette optique, la combinaison de Nfr et Str pour la course a été investiguée dans l'étude 3.

7.2 Etude 3 - Validation de Modela-r

Modela-r dimensionless number to ensure dynamic similarity in running between humans

Villegier D^a, Costes A^a, Watier B^{a, b}, Moretto P^{ac}

^a Université de Toulouse, UPS, PRISSMH, 118 route de Narbonne, F-31062 Toulouse Cedex 9, France

^b LAAS, 7 avenue du colonel Roche, F-31077 Toulouse, France

^c Université de Toulouse, UPS, CRCA, 118 route de Narbonne, F-31062 Toulouse Cedex 9, France.

| Article Info | Abstract |
|--|---|
| <p><i>Article history:</i></p> <p>Received 15 May 2014</p> <p>Received in revised form 1 October 2014</p> <p>Accepted 11 October 2014</p> <hr/> <p><i>Keywords:</i></p> <p>Spring mass model</p> <p>Dimensionless parameters</p> <p>Center of mass</p> <p>Similar speed</p> <p>Similar frequency</p> | <p>The aim of this study was to test the hypothesis that running at fixed fractions of Froude (Nfr) and Strouhal (Str) dimensionless numbers combinations induce dynamic similarity among humans of different sizes. Nineteen subjects ran in three experimental conditions, i) constant speed, ii) similar speed (Nfr) and iii) similar speed and similar step frequency (Nfr and Str combination). In addition to anthropometric data, temporal, kinematic and kinetic parameters were assessed at each stage to measure dynamic similarity informed by dimensional scale factors and by the decrease of dimensionless mechanical parameter variability. Over a total of 54 dynamic parameters, dynamic similarity from scale factors was met for 16 (mean $r = 0.51$), 32 (mean $r = 0.49$) and 52 (mean $r = 0.60$) parameters in the first, the second and the third experimental conditions, respectively. The variability of the dimensionless preceding parameters was lower in the third condition than in the others. This study shows that the combination of Nfr and Str computed from the dimensionless energy ratio at the center of gravity (Modela-r) ensures dynamic similarity between different-sized subjects. Also, the relevance of using similar experimental conditions to compare mechanical dimensionless parameters is proved and will highlight the study of running techniques, or equipment, and will allow the identification of abnormal and pathogenic running patterns. Modela-r, being issued from the spring mass model, may be adapted to study other abilities requiring bounces in human or animal locomotion or to conduct investigations in comparative biomechanics.</p> |

7.2.1 Introduction

Originally used in the fluid mechanics field, the concept of dynamic similarity enables two different-sized systems to be considered as scaled models by setting them in equivalent experimental conditions. It suggests that when two systems are dynamically similar, one could be identical to the other by multiplying all lengths (L dimension) by one scale factor C_L , all masses (M dimension) by another scale factor C_M , and all times (T dimension) by a third scale factor C_T . Furthermore, scale factor for all other mechanical parameters

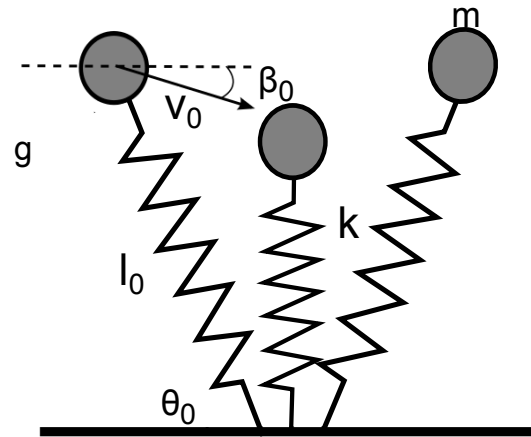


Figure 7.3: Spring mass model (SMM).

depending on the three preceding dimensions, such as speed, force and impulse, can be computed from C_L , C_M and C_T . The concept was originally applied in fluid mechanics, and more recently in biology, ecology and biomechanics considering that, if isometric, a small subject is a scaled model of a tall one. This concept has also been applied to compare locomotion between different species (Alexander & Jayes, 1983, Minetti et al., 1994, Vaughan & Blaszczyk, 2008) and to study similarities between human of different sizes during walking and running (Moretto et al., 2007, Delattre & Moretto, 2008, Delattre et al., 2009).

A Spring Mass Model (SMM, Fig. 7.3) is commonly used to compare locomotion between animals and humans as it takes into account an elastic component and modelizes the rebound occurring during jumping and running (Alexander, 1989). It consists in a body mass represented at the Centre of Mass (CoM) oscillating at the end of a massless spring. This model is commonly used to represent the CoM mechanical behavior of human running (Blickhan, 1989, McMahon & Cheng, 1990). Its kinematic depends on seven physical variables: gravity (g), mass (m), stiffness (k), initial spring length (l_0), initial spring angle (θ_0), initial landing velocity (v_0) and the angle of the initial landing velocity (β_0).

An approach to compare similar locomotion and to ensure dynamic similarity between specimens is based on the dimensionless approach focusing on locomotion models like SMM. Part of this approach rests in the π theorem stated by Buckingham (1914). It reduces the number of variables by considering dimensionless numbers computed from the characteristic variables of a specific problem. This theorem states that a physical equation

Table 7.1: Dimensionless numbers useful for the behavior description of the SMM determined by π theorem. The equation $f(l_0, m, v_0, k, g, \beta_0, \theta_0) = 0$ can be reduced to $\phi(\pi_1, \pi_2, \pi_3, \pi_4) = 0$

| Dimensionless number (π) | Equation | Equivalent to |
|--------------------------------|---------------------|---------------|
| π_1 | $l_0^2 k / m v_0^2$ | Str^2 |
| π_2 | $g l_0 / v_0^2$ | Nfr^{-1} |
| π_3 | β_0 | |
| π_4 | θ_0 | |

With l_0 the initial spring length; k the spring stiffness; m the mass; v_0 the initial landing speed; g the gravitational acceleration; β_0 the angle of the initial landing speed; and θ_0 the initial spring angle.

using Np physical variables, which are dependant of Nd base dimensions, necessitates an $Np - Nd$ dimensionless number (π) to describe the mechanical behavior of a system. Applying the π theorem to the SMM, the seven aforementioned physical variables ($Np = 7$) are dependent on three base dimensions ($Nd = 3$), L (m), M (kg) and T (s). Thus, four dimensionless numbers are necessary to completely describe the movement of both systems. These four dimensionless numbers given by the theorem come from the seven physical variables and are presented in Tab. 7.1. Moreover, each of them can be expressed in terms of Nfr or Str. Consequently, the four dimensionless numbers are Str, Nfr, β_0 and θ_0 (Tab. 7.1). Nfr ($v_0^2 / g l_0$) is the Froude number representing the dimensionless speed and Str ($f l_0 / v_0$) is the Strouhal number corresponding to the dimensionless oscillatory frequency, i.e. the dimensionless form of the step frequency f ($f = \sqrt{k/m}$). The SMM modelizes the behavior of the CoM. To be in accordance with the fundamental physic principle, the Nfr and Str computation should take into account the position of the CoM rather than the leg length. This is why “ l ” refers to CoM height.

Nfr and Str dimensionless numbers have been used to determine experimental running conditions. Delattre et al. (2009) showed that neither Nfr nor Str were sufficient to characterize running mechanics or to establish inter-subject dynamic similarities, but each leads its own contributions. Indeed, Nfr contributes to observe similarities of antero-posterior kinetic events while Str contributes to the temporal organization. Very recently, a link has been highlighted between Nfr and Str during running (Villegger et al., 2012). According to Alexander (1989), these authors suggested a concomitant use of these dimensionless numbers for running gait. To this end, the Modela-r dimensionless number has been de-

veloped from mechanical simulation of SMM (Delattre & Moretto, 2008). It is equal to a combination of Nfr and Str, which equals the ratio of Kinetic (E_K) and Potential (E_P) Energies over Elastic Energy (E_E) with $E_K = 0.5mv^2$ (m the mass, g the gravity and v the speed), $E_P = mgh$ (h the CoM height) and $E_E = 0.5k\Delta l^2$ (k the stiffness and Δl the variation of spring length)(Eq. (7.1)). The ratio $(E_K + E_P)/E_E$ would be theoretically constant for a SMM and would correspond to a witness of the energy transfer at the CoM. As mentioned by Wannop et al. (2012), Modela-r has never been experimentally validated.

$$Modela - r = \frac{1}{Str^2} \left(\frac{2}{Nfr} + 1 \right) = \frac{E_K + E_P}{E_E} \quad (7.1)$$

Inspired by these recent works, our study aimed to ensure dynamic similarities among different sized subjects using a combination of Nfr and Str for running introduced in Modela-r as a dimensionless number issued from the energy transfer at the CoM.

7.2.2 Methods

7.2.2.1 Population

Nineteen subjects ($n = 19$) took part in this study after signing an informed consent document. Their characteristics were (mean \pm sd [min; max]): age 23 ± 5 [18; 36] years, height 1.79 ± 0.07 [1.68; 1.94] m and mass 80.7 ± 11 [64; 102.9] kg. They were chosen so as that the the tallest was the heaviest, and vice versa.

7.2.2.2 Experimental conditions

General procedure

For three dimensional analysis, 42 reflective markers were fixed on subject bone landmarks (Wu et al., 2002, 2005). They performed running tests barefoot with speed and/or step frequency determined from Nfr and Str. Experimentation was conducted on a treadmill (PF 500 CX, PRO FORM, Villepreux, FRANCE) mounted on a large forceplate sampled at 1 kHz (AMTI, Watertown, MA, USA) in a space surrounded by twelve optoelectronic cameras sampled at 200 Hz (VICON, Oxford's metrics, Oxford, UK). After a familiarization period, the subjects had to perform three trials per running test (Hamill and Mcniven, 1990) that were repeated in different experimental settings. The CoM height (l_i) was determined from the i th subject's anatomic position ($i \in [1, n]$) with the

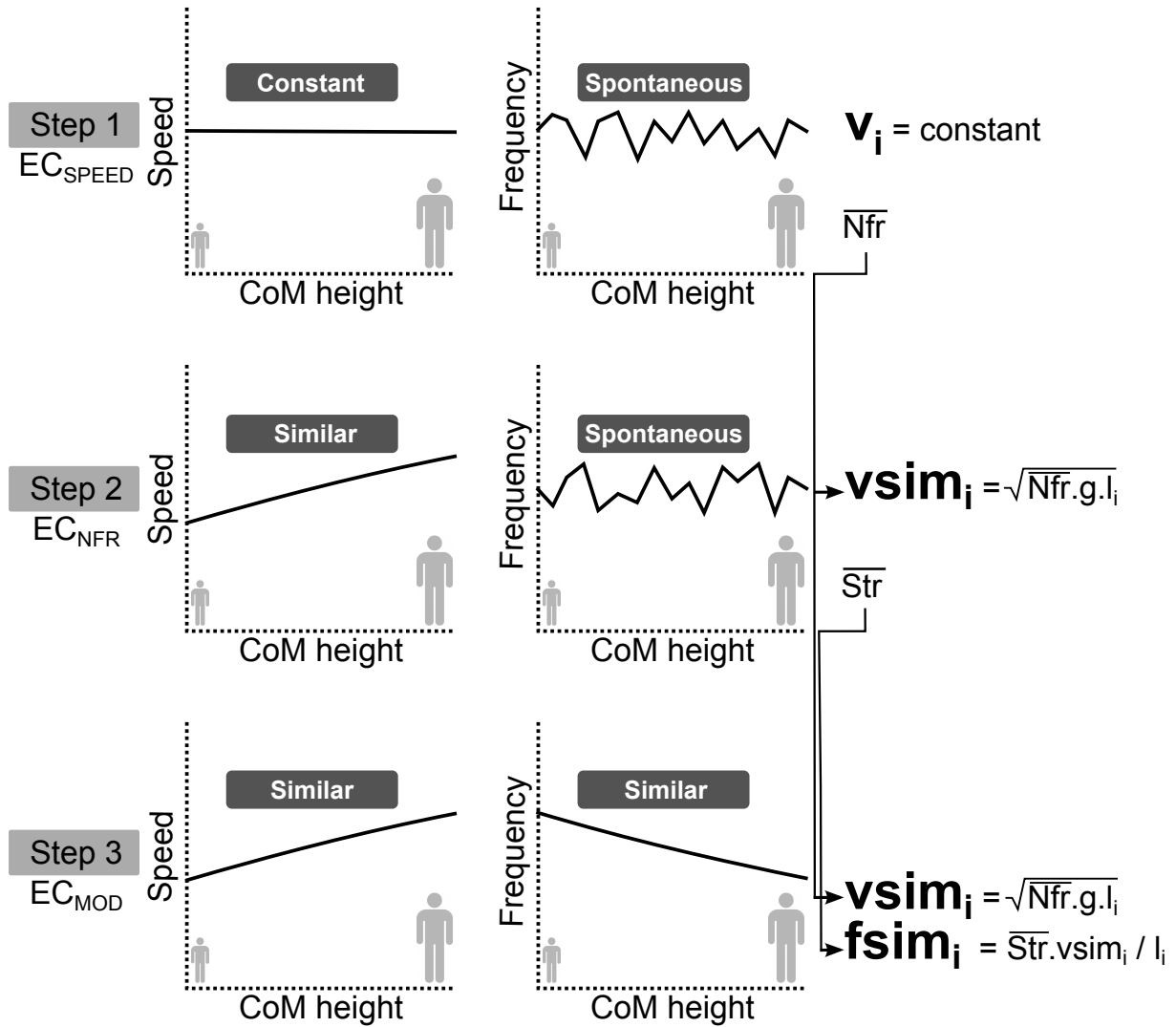


Figure 7.4: Relationship between velocity, frequency and CoM height in the three experimental conditions for each speed stage.

anthropometric model of De Leva (1996). The center of rotation of the hip was determined using the SCoRE method (Ehrig et al., 2006).

Experimental steps

The experimentation was separated into the three steps detailed below and in fig. 7.4.

EC_{SPEED}

The subjects performed six running stages with speeds set at 1.67, 2.22, 2.78, 3.33, 3.89 and 4.44 m.s⁻¹ (Eq. (7.2)). These six speed stages were indexed as $k \in [1, 6]$. The first experimental condition consisted of setting the same constant speed for all the subjects.

At speed stage k :

$$v_{ik} = 1.111 + 0.556 \times k = v_k \quad (7.2)$$

EC_{NFR}

The second experimentation time consisted of imposing six running stages with similar velocities. A mean ($N\bar{f}r_k$) was computed from EC_{SPEED} for each speed stage (Eq. (7.3)). Then, similar velocities at speed k for each subject were determined from $N\bar{f}r_k$ (Eq. (7.4)).

$$N\bar{f}r_k = (1/n) \sum_{i=1}^n Nfr_{ik} = (1/n) \sum_{i=1}^n \frac{v_{ik}^2}{gl_i} \quad (7.3)$$

$$vsim_{ik} = \sqrt{N\bar{f}r_k \times g \times l_i} \quad (7.4)$$

EC_{MOD}

The third experimentation time consisted of imposing six running stages with similar velocities (Eq. (7.4)) and similar frequencies. A mean ($\bar{S}tr$) was computed from EC_{NFR} for each speed stage (Eq. (7.5)). Then, similar frequencies at speed k for each subject were determined from $S\bar{t}r_k$ (Eq. (7.6)).

$$\bar{S}tr = (1/n) \sum_{i=1}^n Str_{ik} = (1/n) \sum_{i=1}^n \frac{f_{ik}l_i}{v_{ik}} \quad (7.5)$$

$$fsim_{ik} = \bar{S}tr_k \frac{vsim_{ik}}{l_i} \quad (7.6)$$

7.2.2.3 Parameters assessed

4th order zero lag Butterworth filters were applied to kinematic and kinetic data with a cut off frequency set at 6 Hz and 10 Hz, respectively (Goldberg & Stanhope, 2013). Then, five consecutive cycles were averaged at each speed stage.

The ground reaction forces (GRF) were measured by a large force platform under the treadmill. A threshold of 10 N was used to detect the contact phase in running. The kinetic parameters suggested by Delattre et al. (2009) to study the GRF similarities during running were adapted. Indeed, eight parameters were studied aiming at reader comprehension of the results (Fig. 7.5). The different parameters are detailed in Fig. 7.5 legend.

The flexion extension angles at the ankle, the knee and the hip were also considered and expressed in radian to respect the international unity system and a dimensionless form. In order to compare angle variability, the averaged cycle was normalized to 100

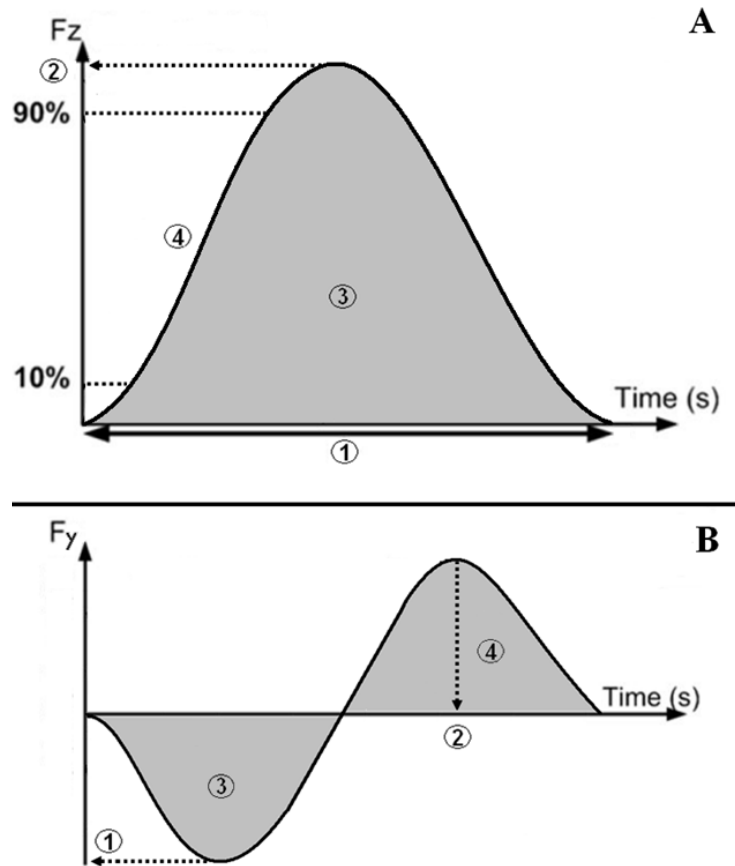


Figure 7.5: (A) Running vertical reaction force (F_z) over time. 1: Time of Contact (TC); 2: Vertical Peak Force (VPF); 3: Loading Rate from 10 % to 90 % of vertical peak force (LR); 4: Vertical Impulse (VI). (B) Running antero-posterior reaction force (F_y) over time. 1: Braking Peak Force (BPF); 2: Time to Propulsive Peak Force ($TPPF$); 3: Braking Impulse (BI); 4: Propulsion Impulse (PI).

Table 7.2: Units, dimensions and predicted scale factors of kinetic parameters

| Parameters | Units (SI) | Dimensions | Predicted scale factors | Dimensionless parameters |
|--------------------------------------|-------------------|------------|----------------------------|-----------------------------|
| CoM height (l) | m | L | C_L | |
| Body mass (m) | kg | M | C_M | |
| Speed (v) | m.s ⁻¹ | LT^{-1} | $C_L C_T^{-1}$ | Nfr |
| CoM oscillation frequency (f) | s ⁻¹ | T^{-1} | C_T^{-1} | Str |
| Time (TC and $TPPS$) | s | T | C_T | $Ti^D = Ti \times f$ |
| Force (VPF and BPF) | N | MLT^{-2} | $C_M C_L C_T^{-2}$ | $Fo^D = Fo / (mlf^2)$ |
| Impulse (VI , BI and PI) | N.s | MLT^{-1} | $C_M C_L C_T^{-1}$ | $Im^D = Im / (mlf)$ |
| Rate (LR) | N.s ⁻¹ | MLT^{-3} | $C_M C_L C_T^{-3}$ | $Ra^D = Ra / (mlf^3)$ |
| Length (SL) | m | L | C_L | $Le^D = Le / l$ |
| Angle (Ankle, Knee and Hip) | Rad | | | An |

C_L and C_M were defined by the subject's anthropometry whereas C_T was determined by the experimental conditions. Abbreviations: TC time of contact, $TPPF$ time to propulsive peak force, VPF vertical peak force, BPF braking peak force, VI vertical impulse, BI braking impulse, PI propulsive impulse, LR loading rate and SL step length.

points wherein each corresponded to a percentage of the cycle.

The mass (m), the CoM height (l) and the CoM oscillation frequency (f), were considered to compute the dimensionless values of the kinetic parameters and normalize them with respect to the basic dimensions [M, L and T⁻¹] (Table 7.2). A “D” has been added as an exponent of the parameter acronym to differentiate the dimensionless value from the real one. Thus, the relative stride length, the relative contact time (duty factor) and the relative peak of force were noted as SL^D , TC^D and VPF^D for running, respectively.

7.2.2.4 Analysis to consider similarity

The similarity analysis was a two step procedure. The first step was based on the correlation between the scale factors predicted from basis scale factors and measures. The second step was to verify the variance decrease of the dimensionless parameters. Experimental setups that enable the increase in the scale factors correlation and concomitantly decrease the variability will be considered as successful means to induce dynamic similarity

between different subjects.

Scale factor comparison analysis was conducted for kinetic parameters, body mass and step time. Scale factors were computed for each subject paired combination; from 19 subjects, a total of 171 paired combinations were made ($C_n^2 = n(n-1)/2 = 171$). For each parameter, two sets of predicted and measured scale factors were determined by subject pair ratio. The basis scale factors (C_L , C_M and C_T) allowed the computation of all scale factors depending on the base dimension of length, mass and time (Table 7.2). C_L was determined from the anthropometry, predicted C_M was computed from $C_M = C_L^3$ resulting from the proportionality law, and predicted C_T depended on the experimental conditions. The predicted scale factors were computed from the scale factors of the three base dimensions presented in table 7.2 (for braking peak force scale factor between two subject S_i and S_j the predicted $C_{BPF} = C_{FORCE} = C_M C_L C_T^{-2}$). The measured scale factors came from measured data as a ratio of measured parameters between two subjects (for braking peak force scale factor between two subjects S_i and S_j with $j \in [1, n]$ and $i \neq j$, the measured $C_{BPF} = BPF_i/BPF_j$). When for a given parameter all predicted scale factors equaled all measured scale factors, it could be stated that the parameter was similar or proportional from one subject to another. We reiterate that C_L and $C_M (= C_L^3)$ were given by anthropometry; however, C_T was dependent on experimental conditions and is presented thereafter.

EC_{SPEED}

At constant speed k , the speed scale factor (table 7.2) between subjects (i and j) was:

$$C_{SPEED} = \frac{v_i}{v_j} = C_L C_T^{-1} = 1, \text{ thus } C_T = C_L \text{ with } j \in [1, n] \text{ and } i \neq j \quad (7.7)$$

EC_{NFR}

The speed scale factor between two similar velocities ($C_L \cdot C_T^{-1}$) was equal to $C_L^{0.5}$ (Eq. (7.8)) that induced a $C_T = C_L^{0.5}$ time scale factor.

$$\frac{vsim_i}{vsim_j} = \frac{\sqrt{Nfr \times g \times l_i}}{\sqrt{Nfr \times g \times l_j}} = \sqrt{\frac{l_i}{l_j}} = C_L^{0.5}, \text{ thus } C_T = C_L^{0.5} \quad (7.8)$$

EC_{MOD}

The frequency scale factor between two similar frequencies (C_T^{-1}) was equal to $C_L^{-0.5}$ (Eq. (7.9)) that induced the time scale factor of $C_T = C_L^{0.5}$.

$$\frac{f_{sim_i}}{f_{sim_j}} = \frac{\bar{Str} \times v_{sim_i}/l_i}{\bar{Str} \times v_{sim_j}/l_j} = \frac{v_{sim_i} l_j}{v_{sim_j} l_i} = C_L^{0.5} C_L^{-1} = C_L^{0.5}, \text{ thus } C_T = C_L^{0.5} \quad (7.9)$$

It should be noted that the variance decrease of dimensionless parameters signifies a more similar behavior (Pierrynowski & Galea, 2001).

7.2.2.5 Statistical analysis

All statistical analyses were performed with the STATISTICA software (STATISTICA V6, Statsoft, Maison-Alfort, FRANCE). For all statistical tests, normality was checked using the Kolmogorov-Smirnov test. For normal distributions, parametric tests were performed else non parametric tests were used.

Statistical analysis performed on kinetic parameter scale factors was divided into two steps. First, a Spearman coefficient was computed between predicted and measured scale factors for each parameter in each speed stages under each experimental condition. Only significant correlations ($p < 0.05$) were taken into account. Then, Wilcoxon paired tests were realized to identify if there were significant difference between the predicted and the measured scale factors. If the Spearman correlation coefficient was significant and the Wilcoxon test did not reveal significant difference between predicted and measured scale factors for a kinetic parameter, then the parameter was considered as similar from one subject to another. In addition to the kinetic parameters, the same tests were repeated on mass (C_M) and on step time (C_T).

A three repeated factors ANOVA (EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD}) was conducted for ankle, knee and hip angles at each speed stage ($p < 0.05$) to detect the significant effect of the experimental conditions on the inter-subject variance. A Tukey post hoc comparison enabled a refinement of the analysis.

The homogeneity of variance of the dimensionless gait parameters SL^D , TC^D , $TPPF^D$, VPF^D , BPF^D , VI^D , BI^D , PI^D and LR^D between the three experimental conditions was tested with a Levene test ($p < 0.05$). Then, the Fisher and Snedecor F-test ($p < 0.05$) was performed as a post hoc test to highlight which variance was significantly different from the others. It was repeated for the six speed stages.

7.2.3 Results

For kinetic parameter scale factors, two criteria were taken into account to determine if one experimental condition produced more dynamic similarities than the others: first, the numbers of parameters for which the measured and predicted scale factors were correlated and non-statistically different from each other; then, the mean of the correlation value for these parameters. The dynamic similarity results are presented below and in Fig. 7.6. They were met for 16, 32 and 52 parameters out-of 54 dynamic parameters in EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD} , respectively. No similarities were found on C_T (step time) in EC_{SPEED} and EC_{NFR} . The mean coefficients of correlation for all parameters were 0.51, 0.49 and 0.60 in EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD} .

The variances of ankle, knee and hip angles are presented in table 3. The lowest variability of angles of knee and hip was met in EC_{MOD} for all speeds. In EC_{MOD} , the variability of ankle angles was the highest at the 2.22 m.s⁻¹ stage whereas it was the lowest at the three last speed stages. Moreover, EC_{NFR} generated more variability of ankle angles than the other conditions at the two last stages.

Referring to table 7.3, EC_{NFR} allowed a reduction of the variability of a total of 13 dimensionless parameters compared to EC_{SPEED} . The variability of 64 dimensionless parameters was decreased in EC_{MOD} compared to EC_{SPEED} . EC_{MOD} enabled a reduction of the variability of 52 dimensionless parameters compared to EC_{NFR} .

7.2.4 Discussion

This study aimed to insure dynamic similarities among different-sized subjects using a concomitant use of Nfr and Str for running taken into account in Modela-r that is a dimensionless number issued from the energy transfer at the CoM.

The increase of correlations between predicted and measured mechanical scale factors associated with the decrease of the dimensionless parameter variability highlights the interest of the association of Nfr and Str to induce dynamic similarity. In our study, EC_{MOD} leads to more dynamic similarity than the other conditions at each speed stage. Thus in order of importance, EC_{MOD} and EC_{NFR} lead to more similar gait parameters than EC_{SPEED} . Our results are in line with those of [Delattre et al. \(2009\)](#) and [Alexander \(1989\)](#) who suggested using a combination of Nfr and Str dimensionless numbers to obtain similarities on running patterns. Moreover, we have shown that Nfr alone brings simi-

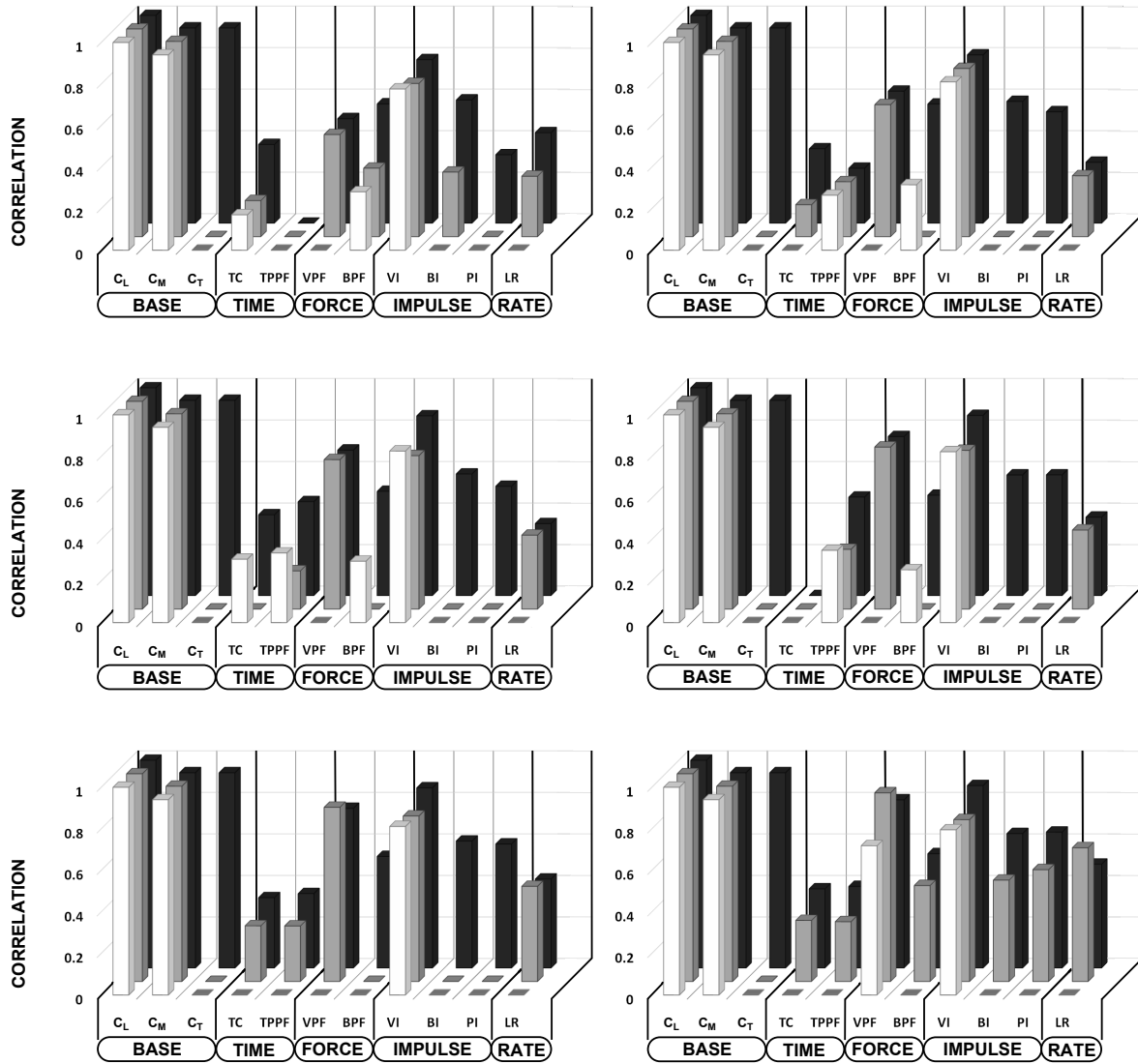


Figure 7.6: Correlations between predicted and measured scale factors of body mass (C_M), step time (C_T) and kinetic parameters (TC , time of contact; $TPPF$, time to propulsive peak force; VPF , verticalamping peak force; BPF , braking peak force; VI , vertical impulse; BI , braking impulse; PI , propulsive impulse; and LR , loading rate). The scale factor correlation whose the Wilcoxon test revealed a difference between predicted and measured scale factors was set to 0. Lightest grey, dark grey and black bars represent respectively dynamic similarity for EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD} .

larities and its combination with Str leads to further similarities. As defined in Section 7.2.2.4 (EC_{NFR} and EC_{MOD}), the time constraint generated a theoretical relationship between C_L and C_T as $C_T = C_L^{0.5}$. Thus, the correlation between measured and predicted scale factors of time was higher (0.94) in EC_{MOD} . However, the C_T dynamic similarity was met only in EC_{MOD} with a correlation of 0.94. Thus, in EC_{NFR} the spontaneous frequency was not proportional (different from $C_L^{-0.5}$) in our study. This is in accordance

with [Delattre et al. \(2009\)](#). Indeed, they reported correlations of -0.27 and 0.99 between predicted and measured scale factors of stride frequency (or stride time) in experimental conditions which respected the same Nfr and Str, respectively. A non-proportional spontaneous frequency in EC_{NFR} could be an explanation of the effect of the additional use of Str on dynamic similarity in EC_{MOD} .

Based on robust physic theory as π theorem, four dimensionless numbers (Nfr, Str, β_0 and θ_0) are necessary to describe the behavior of the SMM which modelizes the CoM movement in running gaits. Our model enabled the computation of Nfr and Str at the CoM and thus determined similar speeds and similar step frequencies from the CoM height and the CoM oscillation frequency, so two of the four dimensionless numbers are necessary to completely describe the movement of the spring mass models. As [Bullimore & Donelan \(2008\)](#) have shown with two unconstrained simulations of SMM, two dimensionless numbers are not sufficient to ensure dynamic similarities. Indeed, from the same values of two dimensionless numbers they have simulated different SL^D ($\simeq 2.96$ and $\simeq 5.52$), TC^D ($\simeq 0.31$ and $\simeq 0.2$) and VPF^D ($\simeq 2.4$ and $\simeq 4$). Referring to our data, the variability of the dimensionless parameters (VPF^D , TC^D and SL^D) from the same dimensionless numbers (Nfr and Str in EC_{MOD}) was very low. This discrepancy suggests that human locomotion in our case cannot be summarized as unconstrained simulations. Indeed, the organization of the movement suggests that for an association of Nfr and Str, a constrained behavior corresponds. This can be an explanation of the lower variability of our measured dimensionless parameter in EC_{MOD} . Moreover, the variability of SL^D was close to 0 in EC_{MOD} . SL^D is the inverse of Str ([Alexander, 1989](#)) and explains its zero variability in EC_{MOD} wherein Str is taken into account.

The locomotion model used in this study is constrained by the gravity and an elastic phenomenon. The gravity constraint is taken into account in Nfr and the elastic phenomenon is strongly dependent on the general stiffness (k) which is introduced in Str. The elastic phenomenon ([Cavagna et al., 1964](#)) during running is taken into account in Modela-r ([Delattre & Moretto, 2008](#)). Modela-r is a witness of the energy transfer that occurs at the CoM and can be expressed as a combination of Nfr and Str (Eq. (7.1)). Thus subjects, who move at a same Modela-r number, move similarly. More precisely, the use of Modela-r as a combination of Nfr and Str allows the researcher to generate similar experimental conditions that constrain energy transfer occurring at the CoM. Moreover,

Modela-r development being based on the SMM behavior, Modela-r could be applied to the whole of locomotion characterized like SMM. Thus, Modela-r should be useful in comparative biomechanics between species (Alexander, 1989, Farley et al., 1993, Srinivasan & Holmes, 2008) and could be a mean to construct a dimensionless database of running.

Many studies compare mechanical parameters between different populations that are not homogeneous among themselves (ex. A small specimen versus a tall one), especially normalizing the parameters by individual anthropometrical characteristics (i.e. height and mass). Besides population characteristics like heights and masses, many studies compare normalized mechanical parameters under dissimilar conditions. It means they compare parameters relative to individual characteristics under experimental conditions which themselves are not relative to individual characteristics. Indeed, small and tall subjects running at a same speed is not comparable, this is like comparing children and adults running at a same speed. In these conditions, Modela-r allows scientists to put different-sized specimens in similar conditions which make the comparison of dimensionless parameters relevant. Indeed if two specimens move similarly they would have the same dimensionless mechanical parameters. Then, the identification of unequal parameters could highlight abnormal running, such as expertise, lack of practice, long-distance training or fatigue.

Furthermore, a part of the inter-individual variability under similar experimental conditions is a matter of biological system variability. Indeed, two mechanical systems have to move similarly in similar conditions, or else the differences between both should come from the part of biological variability of the bio-mechanics field. Hence, similar conditions, such as EC_{MOD} , allows one to more accurately study and identify the role of significant subjects like gender (Ferber et al., 2003), stiffness (Blum et al., 2009), prostheses (Hobara et al., 2013) and the ability of elastic energy storage/recoiling in running.

Finally, the movement of the CoM in running can be characterized like a SMM, hence, the concomitant use of Nfr and Str ensures dynamic similarities between different-sized subjects. Constraining locomotion by Str and Nfr allows researchers to constrain energy transfer occurring at the CoM (Modela-r), and thus estimate more accurately the elastic energy origin and its function. So, this study highlights the importance of using similar experimental conditions by removing the individual anthropometrical characteristics effect to compare mechanical parameters and to more accurately study serious topics in running.

Modela-r has been experimentally validated and shows its usefulness in i) establishing similar experimental conditions and ii) constraining the energy transfer at the CoM. Given that SMM is also applied to locomotion patterns like bouncing, trotting and running in animals, further studies would underscore the interest of Modela-r in comparative biomechanics.

Conflict of interest statement

None.

Acknowledgments:

None.

Table 7.3: Standard deviation of dimensionless gait parameters at each speed stage

| Mean running speed stage | EC | Ankle angle $\times 10^3$ | Knee angle $\times 10^3$ | Hip angle $\times 10^3$ | SL^D | TC^D | $TPPF^D$ | VPF^D | BPF^D | VI^D | PI^D | LR^D |
|--------------------------|--------------|---------------------------|--------------------------|-------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| 1.67 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 2.6 | 2.6 | 2.0 | 0.10 | 0.10 | 0.08 | 0.46 | 0.03 | 0.11 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{NFR} | 2.6 | 2.6 | 2.0 | 0.09 | 0.07 | 0.08 | 0.41 | 0.03 | 0.15 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{MOD} | 2.6 | 2.4*# | 1.8*# | 0.00*# | 0.05* | 0.05 | 0.36 | 0.02* | 0.08# | 0.00*# | 0.01 |
| 2.22 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 2.8 | 2.9 | 2.2 | 0.13 | 0.08 | 0.06 | 0.40 | 0.03 | 0.10 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{NFR} | 2.6* | 2.6* | 2.2 | 0.12 | 0.07 | 0.05 | 0.36 | 0.03 | 0.14 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{MOD} | 3.0*# | 2.3*# | 1.6*# | 0.00*# | 0.05* | 0.04 | 0.23* | 0.02 | 0.05*# | 0.01*# | 0.01*# |
| 2.78 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 3.0 | 3.04 | 2.6 | 0.15 | 0.08 | 0.06 | 0.44 | 0.05 | 0.09 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{NFR} | 3.0 | 3.3 | 2.4* | 0.14 | 0.07 | 0.05 | 0.38 | 0.04 | 0.12 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{MOD} | 2.9 | 2.8*# | 2.0*# | 0.00*# | 0.04*# | 0.03*# | 0.19*# | 0.03*# | 0.05*# | 0.01# | 0.01*# |
| 3.33 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 3.3 | 3.7 | 2.7 | 0.15 | 0.07 | 0.05 | 0.35 | 0.04 | 0.08 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{NFR} | 3.2 | 3.7 | 2.7 | 0.15 | 0.07 | 0.05 | 0.37 | 0.05 | 0.12 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{MOD} | 2.8*# | 2.9*# | 2.2*# | 0.00*# | 0.03*# | 0.03*# | 0.16*# | 0.03*# | 0.04*# | 0.01* | 0.01* |
| 3.89 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 3.2 | 3.7 | 2.6 | 0.20 | 0.08 | 0.06 | 0.41 | 0.05 | 0.09 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{NFR} | 3.7* | 3.8* | 2.8* | 0.16 | 0.05 | 0.04 | 0.33 | 0.05 | 0.11 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{MOD} | 2.9*# | 3.2*# | 2.1*# | 0.00*# | 0.03* | 0.03* | 0.15*# | 0.03*# | 0.04*# | 0.01*# | 0.01*# |
| 4.44 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 4.0 | 4.1 | 2.9 | 0.30 | 0.09 | 0.06 | 0.48 | 0.07 | 0.10 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{NFR} | 4.9* | 4.0 | 2.7* | 0.18* | 0.05* | 0.04 | 0.31 | 0.05 | 0.09 | 0.01 | 0.01 |
| | EC_{MOD} | 3.2*# | 3.3*# | 2.5*# | 0.00*# | 0.03*# | 0.02*# | 0.12*# | 0.02*# | 0.03*# | 0.01*# | 0.01*# |

The characteristic dimensions to express the gait parameters in a dimensionless form (D) are: the mass ($[M]$), the CoM height ($[L]$) and the step frequency ($[T^{-1}]$). *, #: variability significantly different from EC_{SPEED} and from EC_{NFR} . The significant lowest values of standard deviation are bolded. Abbreviations: TC time of contact, $TPPF$ time to propulsive peak force, VPF vertical peak force, BPF braking peak force, VI vertical impulse, BI braking impulse, PI propulsive impulse, LR loading rate and SL step length.

Bilan & Transition

Comme le suggéraient [Alexander \(1989\)](#) et [Delattre et al. \(2009\)](#), l'utilisation conjointe de Nfr et Str permet de provoquer des comportements plus similaires que des conditions identiques ou des vitesses similaires seules. Le théorème π recommande d'utiliser 4 NA pour obtenir des comportements entièrement similaires. Or les NA tels que θ_0 et β_0 , qui représentent respectivement l'angle d'attaque du ressort et l'angle de la vitesse initiale à l'atterrissage, sont difficilement maîtrisables sur le plan expérimental. Le modèle de SMM sur lequel est basé le développement de Modela-r est aussi utilisé pour modéliser des sauts, du trot, du galop et de la course chez d'autres espèces. Il serait intéressant d'étudier la relation existant entre Nfr et Str chez différentes espèces bipèdes ou non. Aussi, étudier les comportements spontanés de différentes espèces en fonction de Modela-r aurait un grand intérêt. En effet, l'évolution de paramètres adimensionnels spontanés a déjà été étudiée en fonction de la vitesse adimensionnelle (Nfr) ([Alexander & Jayes, 1983](#), [Bullimore & Burn, 2006](#)) mais jamais en fonction de la vitesse adimensionnelle de déplacement et de la fréquence de pas adimensionnelle (Modela-r). Modela-r pourrait être pertinent en biomécanique comparative.

Modela-r représente un rapport d'énergie théorique du SMM modélisant la locomotion qui peut être exprimé en fonction de Nfr et Str. Cela implique qu'imposer des nombres de Nfr et Str revient à imposer un rapport d'énergie, ou un rendement de conversion d'énergie cinétique et potentielle de pesanteur en énergie potentielle élastique, et vice versa. L'énergie cinétique intervient dans ce rapport et sa variation est dépendante du travail des forces internes et externes (section 3.3.2). Dans ce sens, les lois de la mécanique imposent que Modela-r est censé avoir une influence sur les forces internes et plus particulièrement sur les couples articulaires. La quatrième étude a pour but de mesurer l'intérêt d'utiliser conjointement Nfr et Str (Modela-r) pour comparer des couples articulaires normalisés entre des individus de tailles différentes en définissant des conditions expérimentales similaires.

7.3 Etude 4 - Modela-r et variabilité des efforts inter-segmentaires

Inter-subject variability in running is reduced with Modela-r dimensionless number: An inverse dynamic study

Villegier D^a, Costes A^a, Watier B^{a, b}, Moretto P^a

^a Université de Toulouse, UPS, PRISSMH, 118 route de Narbonne, F-31062 Toulouse Cedex 9, France

^b LAAS, 7 avenue du colonel Roche, F-31077 Toulouse, France

| Article Info | Abstract |
|---|--|
| <p><i>Article history:</i></p> <p>Received 24 January 2014</p> <p>Accepted 17 March 2014</p> <p>Presented 15 July 2014</p> <hr/> <p><i>Keywords:</i></p> <p>Joint kinetics</p> <p>Dynamic similarity</p> <p>Similar behavior</p> <p>Energy transfer</p> | <p>Comparison of mechanical parameters in human locomotion is commonly realized under dissimilar experimental conditions. Basing on robust physic theory, this study aimed to use experimental conditions relative to individual characteristics, especially by using Froude and Strouhal dimensionless numbers. The goal was to generate dynamic similarities between different-sized subjects. In this way, resultant joint torques were studied. A combination of Froude and Strouhal was used in Modela-r. Subjects had to run at different speed under three experimental conditions: i) same speed for all subjects, ii) similar speed based on Froude and iii) similar speed and similar step frequency based on Froude and Strouhal (Modela-r). Our results showed that the variability of ankle, knee and hip dimensionless torques were significantly reduced in the third condition compared to the others. Finally the use of Modela-r allows scientists to ensure dynamic similarities during running between different-sized subjects by making experimental conditions similar.</p> |

7.3.1 Introduction

Many studies compare mechanical parameters between different populations that are not homogeneous among themselves (ex. a small versus a tall one), especially normalizing parameters by individual characteristics (weight and length). Besides population characteristics like heights and masses, many works compare normalized mechanical parameters under dissimilar conditions, such as normalized joint torques (Schache et al., 2011). It returns to compare parameters relative to individual characteristics in experimental conditions which are not relative to individual characteristics. Indeed, compare small and tall subject walking/running at a same speed is not relevant (Lythgo et al., 2011). Even if a common model characterizes running gaits of all different-sized humans.

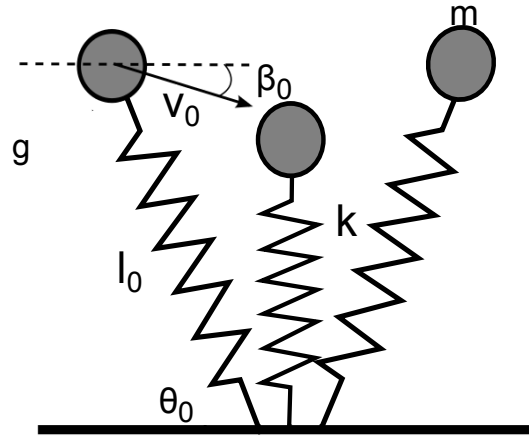


Figure 7.7: Bouncing Mass (BM) model.

A Bouncing Mass model (BM, Fig. 7.7) is commonly used to compare running between humans while it takes into account an elastic component and modelizes the rebound occurring during jumping and running (Alexander, 1989). It consists of a body mass represented at the Centre of Mass (CoM) oscillating at the end of a massless spring. This model is commonly used to represent the CoM mechanical behavior during human running (Blickhan, 1989). This BM model depends on seven physical variables: gravity (g), mass (m), stiffness (k), initial spring length (l_0), initial spring angle (θ_0), initial landing velocity (v_0) and the angle of the initial landing velocity (β_0).

The dimensionless approach is prevalent in studying dynamic systems like BM. It rests in the π theorem, enounced by Buckingham (1914). This theorem states that a physical equation using Np physical variables, which are dependant of Nd base dimensions, necessitates $Np - Nd$ dimensionless number (π) to describe the mechanical behavior of a system. Applying the π theorem to the model of running i.e.; $f(l_0, m, v_0, k, g, \theta_0, \beta_0) = 0$, the aforementioned physical variables ($Np = 7$) are dependent of three base dimensions ($Nd = 3$), L (m), M (kg) and T (s). Thus, four dimensionless numbers are necessary to completely describe the movement of the system. These four dimensionless numbers given by the theorem come from the seven physical variables i) $l_0^2 k / m v_0^2$, ii) $g l_0 / v_0^2$, iii) θ_0 and iv) β_0 . Moreover, the two first can be expressed in terms of Froude number ($Nfr = v_0^2 / g l_0$) or Strouhal number ($Str = f l_0 / v_0$), issued from fluid mechanics field, with oscillation frequency $f = \sqrt{k/m}$. Thereby, the four dimensionless numbers are Str, Nfr, θ_0 and β_0 .

When used separately, Nfr and/or Str dimensionless numbers have been used to determine experimental conditions (Moretto et al., 2007) and demonstrate that they were

not sufficient to insure dynamic similarity between human (Delattre et al., 2009), even if a relationship connect them (Villegier et al., 2012). A single study used them together, in this way the Modela dimensionless number (Modela-r) (Delattre & Moretto, 2008) has been developed from mechanical simulation and represents the energy transfer occurring at the CoM during running (7.10).

$$Modela - r = \frac{1}{Str^2} \left(\frac{2}{Nfr} + 1 \right) = \frac{E_K + E_P}{E_E} \quad (7.10)$$

Where E_K , E_P and E_E are the kinetic, potential and elastic energies of the BM, respectively. Our study aims to ensure similarities on kinetic parameters, especially on extension joint torques to different sized subjects using a combination of Nfr and Str for running introduced in Modela-r.

7.3.2 Materials and methods

7.3.2.1 Population

Nineteen subjects ($n = 19$) took part in this study after signing an informed consent document. Their characteristics were (mean \pm sd [min; max]): age 23 ± 5 [18; 36] years, height 1.79 ± 0.07 [1.68; 1.94] m and mass 80.7 ± 11 [64; 102.9] kg.

7.3.2.2 Tests

Participants were equipped with 42 reflective markers fixed on bone landmarks as defined in the ISB recommendations (Wu et al., 2002, 2005). They performed running tests with speed and/or step frequency determined from Nfr and Str. Experimentations were realized on a treadmill (PF 500 CX, ProForm, Villepreux, FRANCE) mounted on a large forceplate sampled at 1kHz (AMTI, Watertown, MA, USA) in a space surrounded by twelve optoelectronic cameras sampled at 200Hz (Vicon, Oxford's metrics, Oxford, UK). After a familiarization period, the subjects had to perform running tests (Hamill & McNiven, 1990) that were repeated in different experimental settings. The CoM height (l_i) was determined from the i th subject's anatomic position ($i \in [1, n]$) with the anthropometric model of De Leva (1996) modelizing 16 body segments. Then, the hip position was determined from the SCoRE method (Ehrig et al., 2006).

First, subjects performed six running stages with speed set at 1.67, 2.22, 2.78, 3.33,

3.89 and 4.44 m.s⁻¹. These six speed stages were indexed as $k \in [1, 6]$. The first experimental condition consisted of setting the same constant speed to all the subjects.

Second, the constant speeds and subject's CoM height enabled us to compute a mean ($N\bar{f}r_k$) for each speed stages k (7.11).

$$N\bar{f}r_k = (1/n) \sum_{i=1}^n Nfr_{ik} = (1/n) \sum_{i=1}^n \frac{v_{ik}^2}{gl_i} \quad (7.11)$$

This $N\bar{f}r_k$ enabled us to determine similar velocity (7.12) for each subject i that allowed us to adjust the speed displacement to the anthropometry and especially to the CoM height. For the speed stage k and the subject i :

$$vsim_{ik} = \sqrt{N\bar{f}r_k \times g \times l_i} \quad (7.12)$$

Thus, the second experimentation time consisted of imposing a similar velocity for each subject at each speed stage.

Third, the similar velocities (7.12), subject's CoM height and subject's CoM oscillation frequency enabled us to compute $S\bar{t}r_k$ for each speed stages k (7.13).

$$S\bar{t}r = (1/n) \sum_{i=1}^n Str_{ik} = (1/n) \sum_{i=1}^n \frac{f_{ik} l_i}{v_{ik}} \quad (7.13)$$

This $S\bar{t}r_k$ allowed us to determine similar frequency (7.14) that enabled us to adjust the step frequency to the CoM height and similar velocity. For speed stage k and the subject i :

$$fsim_{ik} = S\bar{t}r_k \frac{vsim_{ik}}{l_i} \quad (7.14)$$

The third experimentation time consisted in imposing a similar velocity (7.12) and a similar frequency (7.14) for each subject under each speed stage.

7.3.2.3 Dimensionless torques

Before assessing joint torques, 4th order zero lag Butterworth filters were applied to kinematic and kinetic data with a cut off frequency set at 6 Hz and 10 Hz, respectively (Goldberg & Stanhope, 2013).

The maximal values of ankle, knee and hip extension torques were assessed by using a

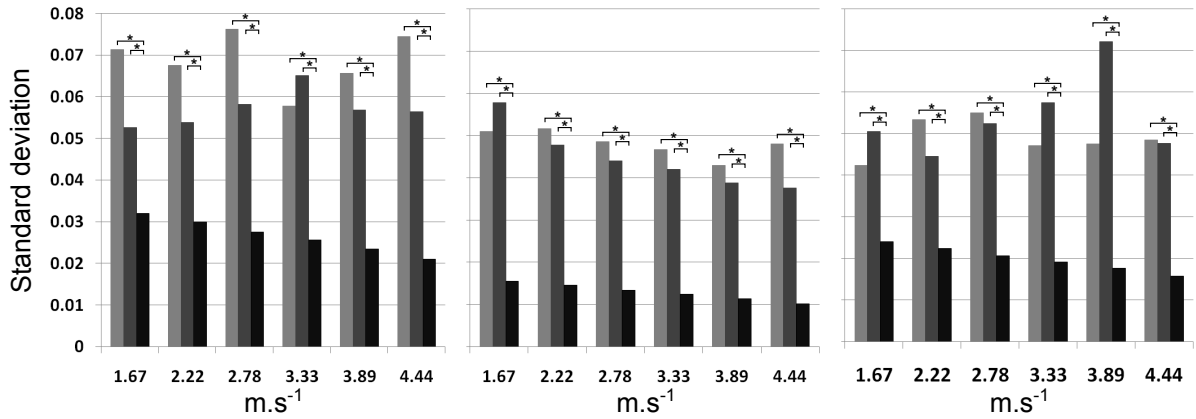


Figure 7.8: Inter-subject standard deviation on dimensionless torque peak of ankle, knee and hip extensions. Lightest grey, dark grey and black bars represent the first, the second and the third experimental conditions respectively. *: difference statistically significant between two experimental conditions.

bottom-up inverse dynamic procedure. Dimensionless values of the three aforementioned torques were computed by normalizing them with characteristic dimensions which compose resultant torques (in N.m): ML^2T^{-2} . The characteristic dimensions to express joint torque in a dimensionless form were: the mass ($[M]$), the CoM height ($[L]$) and the step time ($[T]$). Thus, to express dimensionless torques, the resultant values were divided by ML^2T^{-2} .

7.3.2.4 Statistical analysis

To highlight differences of inter-subject variability on dimensionless torques, the normality was tested using Kolmogorov-Smirnov test, then, the homogeneity of variance between the three experimental conditions was checked with a Levene test ($p < 0.05$). Then, the Fisher and Snedecor F-test ($p < 0.05$) was performed as a post hoc test to enlighten which variance was significantly different from the others. It was repeated for the six speed stages.

7.3.3 Results

Referring to Fig. 7.8, the inter-subject variability on dimensionless peak torques was significantly the lowest in the third experimental condition for the three joints at each speed stage. No statistical differences were highlighted between the first and the second experimental conditions.

7.3.4 Discussion

Our study aims to ensure similarities on extension joint torques to different sized subjects using a concomitant use of Nfr and Str for running introduced in Modela-r. The similarities between the 19 subjects were estimated by comparing the variability of dimensionless torque peak of ankle, knee and hip extensions. When a significant decreased of variability appears on dimensionless parameters in an experimental condition, we can state that parameters were more similar/proportional between subjects in this experimental condition than the others (Bullimore & Donelan, 2008, Delattre et al., 2009). Thus, the third experimental condition which consists in imposing a combination of Nfr and Str (Modela-r), allows us to generate more similar torque peaks for different-sized subjects.

Our results are in accordance with Delattre et al. (2009), indeed, only using a similar speed to ensure dynamic similarities is not sufficient. Basing on robust physic theory this work shows that the concomitant use of Nfr and Str improve dramatically dynamic similarities for mechanical parameters.

Modela-r being a witness of the energy transfer occurring at the CoM during running, it sets constraints on the kinetic energy variation. The E_K theorem connects the E_K variation with the internal work (W_{Fint}) by the relation $\Delta E_K = W_{Fext} + W_{Fint}$ with W_{Fext} the external work. Joint torques are taken into account in W_{Fint} , thus this reasoning suggests that Modela-r constrains also the resultant joint torques.

Finally Modela-r as a combination of Nfr and Str allows scientists to put different-sized specimens in similar conditions which make the comparison of dimensionless parameters relevant. Indeed if two specimens move similarly they would have the same dimensionless mechanical parameters. Thus, identify non equaled parameters could highlight abnormal locomotion.

Bilan & Transition

Cette étude dégage que des conditions expérimentales similaires sont fortement recommandées voire obligatoires pour comparer des paramètres mécaniques normalisés ou adimensionnés. En effet, une part des différences entre des paramètres normalisés chez des individus de tailles différentes peut provenir des conditions expérimentales non similaires. Cela signifie que les comportements relatifs des individus seraient différents du fait des conditions expérimentales relatives qui sont différentes. Aussi, Modela-r permet d'influencer les couples articulaires et plus généralement les forces internes ce qui conforte le fait qu'imposer un Modela-r revient à imposer un rapport d'énergie au CoM pour la course.

Modela-w la variante de Modela pour la marche n'a jamais été investiguée. La cinquième étude vise à induire des similitudes dynamiques lors de la marche à travers Nfr et Str (Modela-w).

7.4 Etude 5 - Validation de Modela-w

Walking dynamic similarity induced by a combination of Froude and Strouhal dimensionless numbers: Modela-w

Villegier D^a, Costes A^a, Watier B^{a, b}, Moretto P^{ac}

^a *Université de Toulouse, UPS, PRISSMH, 118 route de Narbonne, F-31062 Toulouse Cedex 9, France*

^b *LAAS, 7 avenue du colonel Roche, F-31077 Toulouse, France*

^c *Université de Toulouse, UPS, CRCA, 118 route de Narbonne, F-31062 Toulouse Cedex 9, France.*

| Article Info | Abstract |
|---|---|
| <p><i>Article history:</i></p> <p>Received 17 May 2014</p> <p>Received in revised form 24 September 2014</p> <p>Accepted 15 October 2014</p> <hr/> <p><i>Keywords:</i></p> <p>Dynamic similarity</p> <p>Spring mass model</p> <p>Center of mass</p> <p>Similar speed</p> <p>Similar frequency</p> | <p>The aim of this study was to assess the accuracy of a new dimensionless number associating Froude (Nfr) and Strouhal (Str) called Modela-w to induce walking dynamic similarity among humans of different sizes. Nineteen subjects walked in three experimental conditions, i) constant speed, ii) similar speed (Nfr) and iii) similar speed and similar step frequency (Modela-w). The dynamic similarity was evaluated from scale factors computed with anthropometric, temporal, kinematic and kinetic data and from the decrease of the variability of the parameters expressed in their dimensionless form. Over a total of 36 dynamic parameters, dynamic similarity from scale factors was met for 11 (mean $r = 0.51$), 22 (mean $r = 0.52$) and 30 (mean $r = 0.69$) parameters in the first, the second and the third experimental conditions, respectively. Modela-w, also reduced the variability of the dimensionless preceding parameters compared to the other experimental conditions. This study shows that the combination of Nfr and Str called Modela-w ensures dynamic similarity between different-sized subjects and allows scientists to impose similar experimental conditions removing all anthropometric effects.</p> |

7.4.1 Introduction

Dynamic similarity studies allow for the comparison of the locomotion between species (Alexander, 1989) and the reduction of different-sized subjects inter-individual variability (Moretto et al., 2007, Delattre et al., 2009). The concept of dynamic similarity states that two systems are dynamically similar when all the lengths, the masses and the times of the smaller are equal to those of the taller by multiplying them with the same coefficients C_L , C_M and C_T which represent the basis scale factors. Therefore, all other mechanical scale factors are determined from the combination of the basis scale factor, such as speed, force or impulse (Table 7.4). The main challenge when studying locomotion in different-sized specimens is to define experimental conditions enabling dynamic similarity to be

observed. Dynamic similarity between two systems is met in particular conditions, which depend on the nature of the force involved.

The Inverted Pendulum (IP) consists of a body mass represented at the Center of Mass (CoM) oscillating at the end of a massless rigid segment (Cavagna et al., 1977), and is mainly used to model walking because of the out-of-phase relationship between potential ($E_P = mgh$; m the mass, g the gravity and h the CoM height) and kinetic ($E_K = 0.5mv^2$; v the speed) energies. The ratio of E_K and E_P can be simplified to Froude number ($Nfr = 2E_K/E_P$). Many studies consider Nfr as the normalized speed (dimensionless speed) and use it to compare different species (Alexander, 1989) or subjects speeds reported to a characteristic length. Another use of Nfr is to first determine Nfr fractions, then walking speed adapted to body length (Moretto et al., 2007, Delattre et al., 2009). These authors demonstrate that it is a good mean to establish dynamic similarity between different-sized subjects. Note that this method aims to impose a same Nfr fraction to the subject (i.e. a same energy ratio).

However, more recent studies have shown the limits considering the walking gait as an IP (Lee & Farley, 1998, Pandy, 2003). These works suggested the presence of an elastic phenomenon in walking. Therefore, the Spring Mass Models (SMM) seems to be adapted (Rummel et al., 2010). SMM, taking into account an elastic component, Elastic Energy ($E_E = 0.5k\Delta l^2$ with k for the spring stiffness and Δl for the variation of the spring length), could have an important role in mechanical energy conservation in walking as it has been shown to have in running (Cavagna et al., 1964).

The SMM is a conservative system: $E_K + E_P + E_E = constant$. Besides the energy transfer that occurs at the CoM during running (Modela-r; (Delattre & Moretto, 2008)), in walking a transfer occurs from E_K to E_P and E_E in the first half of stance, and then, conversely in the second half. Indeed, upon reaching the apex of CoM trajectory, (E_P increases) the spring is under compression (E_E increases) and the CoM speed is reduced (E_K decreases); then, the CoM returns to its initial height (E_P decreases), the spring length recovers its rest length (E_E decreases) and the CoM speed rises (E_K increases).

We propose to develop the energy ratio as follows and to name it Modela-w:

$$\begin{aligned} \text{Modela} - w &= \frac{E_K}{E_P + E_E} = \left(\frac{mgh + (1/2)k\Delta l^2}{(1/2)mv^2} \right)^{-1} \\ &= \left(2\frac{mgh}{mv^2} + \frac{k\Delta l^2}{mv^2} \right)^{-1} = \left(2\frac{gh}{v^2} + \frac{f_0^2\Delta l^2}{v^2} \right)^{-1} \end{aligned} \quad (7.15)$$

with $f_0 = \sqrt{k/m}$; (v^2/gh) is usually referred to as Nfr.

As the authors (Alexander, 1989, Delattre et al., 2009) suggested, given a concomitant use of Nfr and Strouhal ($Str = frequency \times length/velocity$) to induce dynamic similarity in running which shares the same SMM with walking, Modela-w can be expressed in Nfr and Str terms:

$$\frac{E_K}{E_P + E_E} = \left(2\frac{gh}{v^2} + \frac{f_o^2\Delta l^2}{v^2} \right)^{-1} = (2Nfr^{-1} + Str^2)^{-1} \quad (7.16)$$

Thus, Modela-w reveals a combination of Nfr and Str: $\text{Modela} - w = 1/(2Nfr^{-1} + Str^2)$ and is adapted to explain the energy transfer that occurs during walking if an elastic component is considered.

Our study aims to ensure dynamic similarity among different-sized subjects using a combination of Nfr and Str for walking through the introduction of Modela-w as a dimensionless number issued from the energy transfer at the CoM. The main idea is to determine similar conditions for different-sized subjects inducing similar behaviors, and therefore the decrease of inter-subject variability of dimensionless parameters.

7.4.2 Methods

7.4.2.1 Population

Nineteen healthy men ($n = 19$) took part in this study after signing an informed consent document. They were chosen so as they had the same density index ($mass/height^3$) to respect the proportionality law inducing the tallest as the heaviest and vice versa. Their characteristics were (mean \pm sd [min; max]): age 23 ± 5 [18; 36] years, height 1.79 ± 0.07 [1.68; 1.94] m, mass 80.7 ± 11 [64; 102.9] kg and density index 14.01 ± 0.42 [13.27; 14.85] kg.m⁻³. All were familiarized with walking test performed on a treadmill. The CoM height (l_i) was determined from the i th subject's anatomic position ($i \in [1, n]$) with the anthropometric

model of De Leva (1996). In order to assess leg joint angles, the center of rotation of the hip was determined using the SCoRE method (Ehrig et al., 2006).

7.4.2.2 Experimentation

General procedure

For three dimensional kinematic analysis, 42 reflective markers were fixed on subject bone landmarks (Wu et al., 2002, 2005). They performed walking tests with speed and/or step frequency determined from Nfr and Str. To define the experimental conditions, Nfr and Str respectively equaled to v^2/gl and to fl/v ; with g the gravity, f the frequency oscillation of the CoM, l the CoM height and v the forward speed. Experimentation was realized on a treadmill (PF 500 CX, PRO FORM, Villepreux, FRANCE) mounted on a large forceplate sampled at 1 kHz (AMTI, Watertown, MA, USA) in a space surrounded by twelve optoelectronic cameras sampled at 200 Hz (VICON, Oxford's metrics, Oxford, UK). After a familiarization period, the subjects had to perform three trials per walking test (Hamill & McNiven, 1990) that were repeated in different experimental settings.

Experimental conditions (EC)

The experimentation consisted of three steps detailed in Fig. 7.9 and below: i) same speed (EC_{SPEED}), ii) similar speed (i.e. same Froude, EC_{NFR}) and iii) similar speed and similar frequency (i.e. same Nfr and same Str, then same Modela-w, EC_{MOD}).

EC_{SPEED}

The subjects performed four walking stages with speeds set at 0.56, 1.11, 1.67 and 2.22 m.s⁻¹ (Eq. (7.17)) corresponding to increments of 0.556 m.s⁻¹ (= 2 km.h⁻¹). The procedure presented below was repeated for each speed stage. This first experimental condition consisted of setting the same speed for all the subjects:

$$v_i = constant = v \quad (7.17)$$

EC_{NFR}

The second experimentation time entailed imposing similar velocities. A mean \bar{Nfr} was computed from EC_{SET} . Then, similar velocities for each subject were determined from

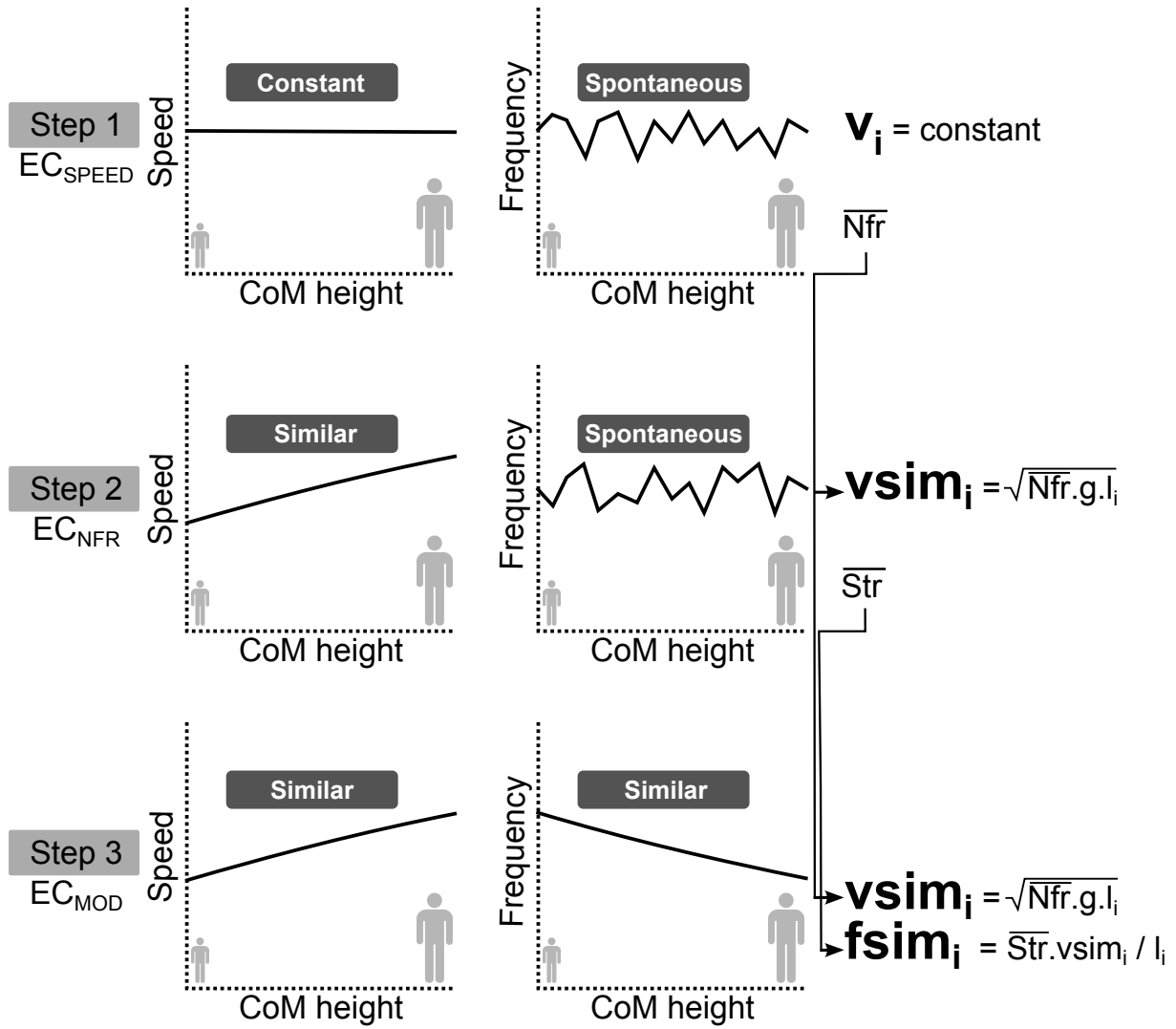


Figure 7.9: Relationship between velocity, frequency and CoM height in the three experimental conditions for each speed stage.

$\bar{N}fr$ (Eq. (7.18))

$$v_{sim_i} = \sqrt{\bar{N}fr \times g \times l_i} \quad (7.18)$$

EC_{MOD}

The third experimentation time consisted of imposing similar velocities (Eq. (7.18)) and similar frequencies (induced by a metronome). A mean \bar{Str} was computed from EC_{NFR} .

Then, similar frequencies for each subject were determined from \bar{Str} (Eq. (7.19))

$$f_{sim_i} = \bar{Str} \frac{v_{sim_i}}{l_i} \quad (7.19)$$

7.4.2.3 Parameters assessed

4th order zero lag Butterworth filters were applied to kinematic and kinetic data with a cut off frequency set at 6 Hz and 10 Hz respectively (Goldberg & Stanhope, 2013). Then, five consecutive cycles were averaged at each speed stage.

Kinetic parameters

The ground reaction forces (GRF) were measured by a large force platform under the treadmill. The double support phase was detected via the method of Verkerke et al. (2005), and GRF during double support were decomposed from transition functions (Villegier et al., 2014). The kinetic parameters suggested by Delattre et al. (2009) to study the GRF similarities during running were adapted to describe vertical forces during walking (Fig. 7.10). Eight parameters were studied aiming the reader comprehension of the results. The different parameters are presented in Fig. 7.10. From the vertical reaction force, the time of contact (TC), the damping peak force (DPF), the loading rate (LR) and the vertical impulse (VI) were computed. LR (in $N.s^{-1}$) corresponded to the gain of force between 10 % and 90 % of the first vertical peak divided by the time to reach this level. From the antero-posterior reaction force, we computed the braking peak force (BPF), the time to propulsive peak force ($TPPF$), the braking impulse (BI) and the propulsion impulse (PI).

The mass (m), the CoM height (l) measured in standard anatomic position and the CoM oscillation frequency (f), were considered to compute the dimensionless values of the kinetic parameters and normalize them with respect to the basis dimensions [M , L and T^{-1}] (see Table 7.4). A “ D ” has been added as an exponent of the parameter acronym to differentiate the dimensionless value from the real one.

Kinematic parameters

Additionally to the dimensionless kinetic parameters, the variance of the dimensionless stride length (SL^D) was studied.

The flexion extension angles at the ankle, the knee and the hip were also calculated and expressed in radian to respect the international unity system and the dimensionless form. In view of angle variability comparison, the averaged cycle was normalized to 100 points wherein each corresponded to a percentage of the cycle.

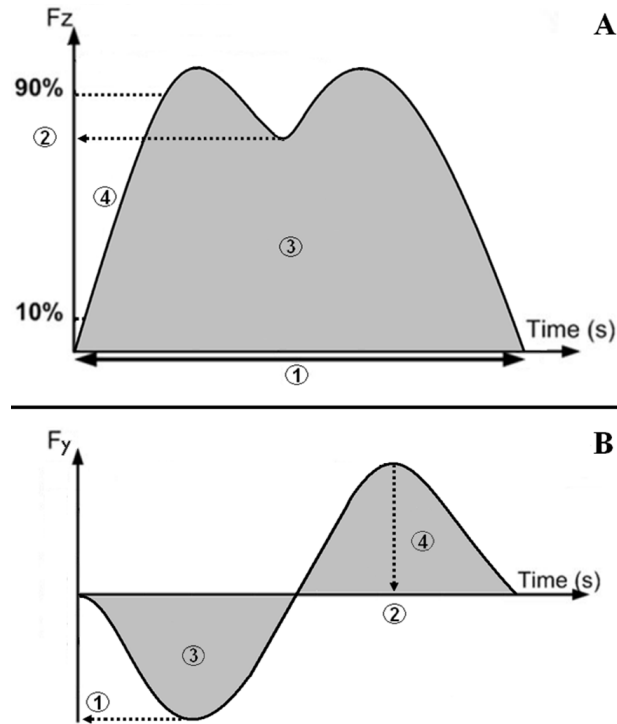


Figure 7.10: (A) Vertical reaction force (F_z) over time. 1: Time of Contact (TC); 2: Damping Peak Force (DPF); 3: Loading Rate from 10 % to 90 % of vertical peak force (LR); 4: Vertical Impulse (VI). (B) Antero-posterior reaction force (F_y) over time. 1: Braking Peak Force (BPF); 2: Time to Propulsive Peak Force (TPPF); 3: Braking Impulse (BI); 4: Propulsion Impulse (PI).

7.4.2.4 Analysis to consider similarity

The similarity analysis was a two step procedure, described in detail in the following paragraphs. Briefly, the first step was based on the correlation between the predicted subject-paired scale factors (computed from basis scale factors) and the measured subject-paired scale factors (computed from measurements). The second step was to verify the variance decrease of the dimensionless parameters. Experimental setups that enable the increase of the scale factors' correlation and concomitantly decrease the variability will be considered as successful means to induce a dynamic similarity between different subjects.

A scale factor was a ratio of a mechanical parameter of one subject to another. With 19 subjects, 171 scale factors were built for each parameter. Basis scale factors (C_L , C_M and C_T) were derived from the three basis dimensions of any system (length, mass and time, respectively). C_L was calculated by subject height ratios, predicted C_M was computed from $C_M = C_L^3$ because the subjects had theoretically the same density index, and predicted C_T depended on the experimental condition. Predicted scale factors were

Table 7.4: Units, dimensions and predicted scale factors of kinetic parameters

| Parameters | Units (SI) | Dimensions | Predicted scale factors | Dimensionless parameters |
|--------------------------------------|-------------------|------------|----------------------------|-----------------------------|
| CoM height (l) | m | L | C_L | |
| Body mass (m) | kg | M | C_M | |
| Speed (v) | m.s ⁻¹ | LT^{-1} | $C_L C_T^{-1}$ | Nfr |
| CoM oscillation frequency (f) | s ⁻¹ | T^{-1} | C_T^{-1} | Str |
| Time (TC and $TPPS$) | s | T | C_T | $Ti^D = Ti \times f$ |
| Force (DPF and BPF) | N | MLT^{-2} | $C_M C_L C_T^{-2}$ | $Fo^D = Fo / (mlf^2)$ |
| Impulse (VI , BI and PI) | N.s | MLT^{-1} | $C_M C_L C_T^{-1}$ | $Im^D = Im / (mlf)$ |
| Rate (LR) | N.s ⁻¹ | MLT^{-3} | $C_M C_L C_T^{-3}$ | $Ra^D = Ra / (mlf^3)$ |
| Length (SL) | m | L | C_L | $Le^D = Le / l$ |
| Angle (Ankle, Knee and Hip) | Rad | | | An |

C_L and C_M were defined by the subject's anthropometry whereas C_T was determined by the experimental conditions. Abbreviations: TC time of contact, $TPPF$ time to propulsive peak force, DPF damping peak force, BPF braking peak force, VI vertical impulse, BI braking impulse, PI propulsive impulse, LR loading rate and SL step length.

developed from the basis scale factors (Table 1) and represented how the individuals parameters should be related if the conditions of dynamic similarity were met. Measured scale factors were those developed from the measurements of the mechanical parameters. For instance, the predicted scale factor between two subjects S_i and S_j for the braking peak was $C_{BPF} = C_{FORCE} = C_M C_L C_T^{-2}$ whereas the measured scale factor was $C_{BPF} = BPF_i / BPF_j$ with BPF the measured values. When for a given parameter all predicted scale factors equaled all measured scale factors, it could be stated that the parameter was similar or proportional from one subject to another. We reiterate that C_L and $C_M (= C_L^3)$ were given by anthropometry; however, predicted C_T was dependent on experimental conditions and is presented hereafter.

EC_{SPEED}

At the same speed, the speed scale factor (table 7.4) between subjects (i and j) was:

$$C_{SPEED} = \frac{v_i}{v_j} = C_L C_T^{-1} = 1, \text{ thus } C_T = C_L \text{ with } j \in [1, n] \text{ and } i \neq j \quad (7.20)$$

EC_{NFR}

The speed scale factor between two similar velocities ($C_L C_T^{-1}$) was equal to $C_L^{0.5}$ (Eq. (7.21)) that induced a $C_T = C_L^{0.5}$ time scale factor.

$$\frac{vsim_i}{vsim_j} = \frac{\sqrt{N\bar{f}r \times g \times l_i}}{\sqrt{N\bar{f}r \times g \times l_j}} = \sqrt{\frac{l_i}{l_j}} = C_L^{0.5}, \text{ thus } C_T = C_L^{0.5} \quad (7.21)$$

EC_{MOD}

The frequency scale factor between two similar frequencies (C_T^{-1}) was equal to $C_L^{-0.5}$ (Eq. (7.22)) that induced the time scale factor of $C_T = C_L^{0.5}$.

$$\frac{fsim_i}{fsim_j} = \frac{\bar{S}tr \times vsim_i / l_i}{\bar{S}tr \times vsim_j / l_j} = \frac{vsim_i l_j}{vsim_j l_i} = C_L^{0.5} C_L^{-1} = C_L^{0.5}, \text{ thus } C_T = C_L^{0.5} \quad (7.22)$$

It should be noted that the variance decrease of dimensionless parameters signifies a more similar behavior (Pierrynowski & Galea, 2001).

7.4.2.5 Statistical analysis

All statistical analyses were performed with STATISTICA (STATISTICA V6, Statsoft, Maison-Alfort, FRANCE) and aimed to highlight which EC induce more similar behaviors, and more decrease of the inter-subject variability of the dimensionless parameters. Normality was checked using the Kolmogorov-Smirnov test. For normal distributions, parametric tests were performed else non parametric tests were used.

Statistical analysis performed on kinetic parameter scale factors was divided in two steps. First, a Spearman coefficient was computed between predicted and measured scale factors for each parameter in each speed stage under each experimental condition. Only significant correlations ($p < 0.05$) were taken into account. Then, Wilcoxon paired tests were conducted to determine if there were significant differences between the predicted and the measured scale factors. If the Spearman correlation coefficient was significant and the Wilcoxon test did not reveal significant difference between predicted and measured scale factors for a kinetic parameter, then the parameter was considered as similar from one subject to another. The same tests were repeated on mass (C_M) and step time (C_T). Step time was defined from forceplate data as the time between heel strike and contralateral

heel.

An ANOVA with 3 repeated factors (EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD}) was conducted for ankle, knee and hip angles at each speed stage ($p < 0.05$) to detect the significant effect of the experimental conditions on the inter-subject variance. A Tukey post hoc comparison allowed to refine the analysis.

The homogeneity of variance of the dimensionless parameters between the three experimental conditions was tested with a Levene test ($p < 0.05$). Then, the Fisher and Snedecor F-test ($p < 0.05$) was performed as a post hoc test to highlight which variance was significantly different from the others. It was repeated for the six speed stages.

7.4.3 Results

For kinetic parameter scale factors, two criteria were taken into account to determine if one experimental condition produced more dynamic similarity than the others: first, the numbers of parameters for which the measured and predicted scale factors were correlated and non-statistically different from each other; then, the mean of the correlation value for these parameters. The dynamic similarity results are presented below and in Fig. 7.11. They were met for 11, 22 and 30 parameters out-of-36 dynamic parameters in EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD} , respectively. Similarity of C_T was found only in EC_{MOD} . The mean coefficients of correlation for all parameters were 0.53, 0.52 and 0.69 in EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD} .

The standard deviations of ankle, knee and hip angles are presented in table 7.5. The lowest variability of angles of ankle, knee and hip was met in EC_{NFR} for the two first stages except for variability of the knee at the 0.56 m.s⁻¹ speed. The lowest variability of angles of ankle, knee and hip was met in EC_{MOD} for the other speeds. Moreover, EC_{NFR} generated more variability of the three joint angles than the other conditions at these stages.

Referring to table 7.5, EC_{NFR} allowed to reduce the variability of a total of 13 dimensionless parameters compared to EC_{SPEED} . The variability of 30 dimensionless parameters decreased in EC_{MOD} compared to EC_{SPEED} . EC_{MOD} enabled to reduce the variability of 32 dimensionless parameters compared to EC_{NFR} . Throughout the three experimentation times, relations between Str and Nfr existed: $Str = 0.85Nfr^{-0.26}$ ($R^2=0.91$), $Str = 0.91Nfr^{-0.25}$ ($R^2=0.94$) and $Str = 0.91Nfr^{-0.25}$ ($R^2=1$) in EC_{SPEED} , EC_{NFR} and

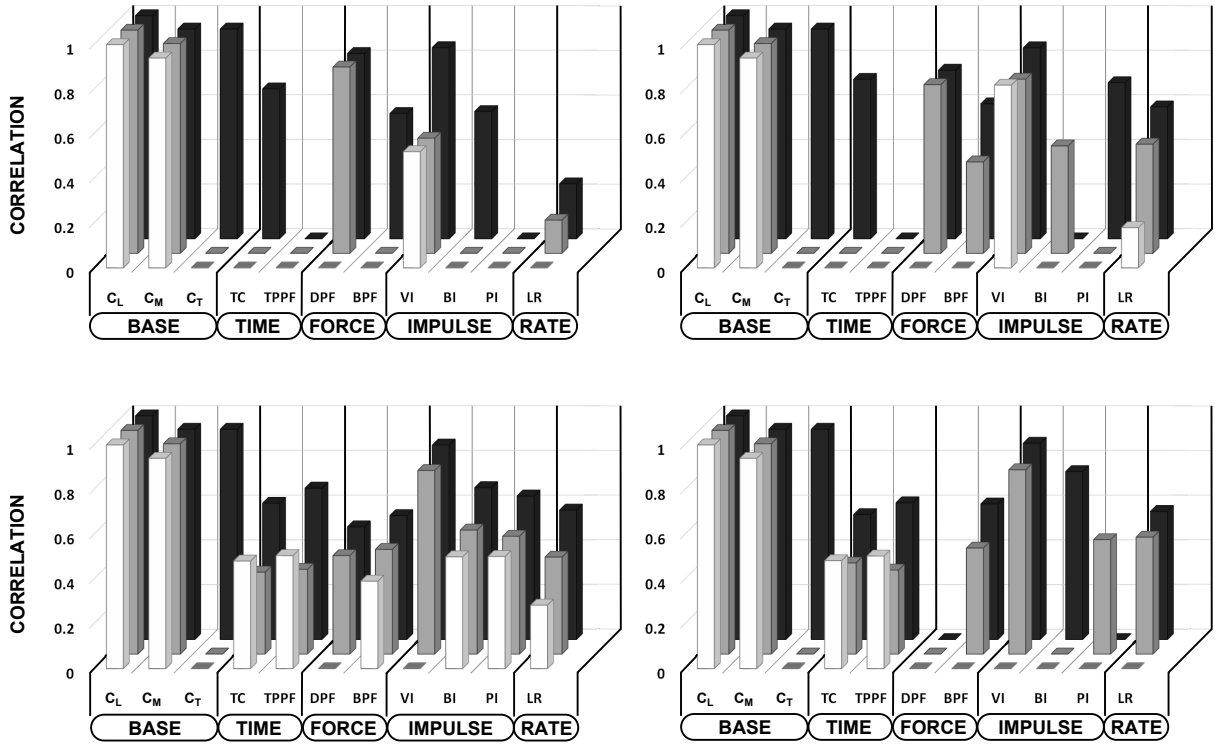


Figure 7.11: Correlations between predicted and measured scale factors of body mass (C_M), step time (C_T) and kinetic parameters (TC , time of contact; $TPPF$, time to propulsive peak force; DPF , damping peak force; BPF , braking peak force; VI , vertical impulse; BI , braking impulse; PI , propulsive impulse; and LR , loading rate). The scale factor correlation whose the Wilcoxon test revealed a difference between predicted and measured scale factors was set to 0. Lightest grey, dark grey and black bars represent respectively dynamic similarity for EC_{SPEED} , EC_{NFR} and EC_{MOD} .

EC_{MOD} , respectively.

7.4.4 Discussion

The goal of this study was to ensure dynamic similarity between different-sized subjects using a new dimensionless number, Modela-w. As a combination of Nfr and Str, Nmodela-w accounts for the energy transfer at the CoM during walking.

The SMM was used to model CoM displacement in walking and to introduce Modela-w. The SMM behavior in single stance is defined by 7 ($Np = 7$) physical variables (Blickhan, 1989): gravity (g), mass (m), stiffness (k), initial spring length (l_0), initial spring angle (θ_0), initial landing velocity (v_0) and the angle of the initial landing velocity (β_0). They depend on 3 ($Nd = 3$) base dimensions: length, mass and time. Applied to the SMM, the π theorem (Buckingham, 1914) states that $Np - Nd = 4$ dimensionless

numbers are necessary to describe dynamic behaviors of the SMM. And, the relation $f(l_0, m, v_0, k, g, \beta_0, \theta_0) = 0$ can be reduced to that $\phi(\pi_1, \pi_2, \pi_3, \pi_4) = 0$; with π_1, π_2, π_3 and π_4 the associations $(l_0^2 k / m v_0^2 = f_0^2 l_0^2 / v_0^2)$, $(g l_0 / v_0^2)$, β_0 and θ_0 , respectively. π_1 and π_2 can be expressed as Str^2 and Nfr^{-1} . Thus, our approach focusing on energy fluctuation occurring at the CoM to ensure dynamic similarity by using Nfr and Str is in accordance with the π theorem applied to the SMM.

Many studies compare mechanical parameters in a dimensionless form between different populations. This procedure normalizes the effect of the anthropometry, such as height and mass, on assessed parameters (Pierrynowski & Galea, 2001). However, non similar conditions add an effect of experimental conditions on dimensionless parameters. For example, dimensionless parameters between an adult and a child both walking at 1 m.s⁻¹ will be different and the differences should come from the non-similar experimental conditions. It means that similar conditions for different-sized subjects induce similar behaviors, and therefore the decrease of inter-subject variability of dimensionless parameters. In this study Nfr and Str have been proposed with the aim to more accurately study serious topics, such as ageing (Senden et al., 2009), development (Stansfield et al., 2006), gender (Senden et al., 2009, Hollman et al., 2011) and obesity (Freedman Silvernail et al., 2013).

The increase of correlations between predicted and measured mechanical scale factors associated with the decrease of the dimensionless parameter variability underscore the interest of the association of Nfr and Str to induce dynamic similarity. In our study, EC_{MOD} leads to more dynamic similarity than the other conditions. Our results show that the variability of mechanical dimensionless parameters decreases dramatically, close to zero, by imposing a Modela-w. Therefore a dimensionless database could be built so as a set of dimensionless mechanical parameters would correspond to a Modela-w. Although the advantages of using database as reference have already been shown (Lelas et al., 2003, Senden et al., 2009), a dimensionless database removes anthropometric individual characteristics on referenced parameters and would allow to i) compare species (Alexander, 2004) and to ii) detect pathology among elderly (Hollman et al., 2011) and young (Massaad et al., 2014) by using deviation indexes (Cimolin & Galli, 2014). Given that the dimensionless database would gather bio-markers of healthy walking (kinematic and dynamic), a relevant dimensionless deviation index could be proposed to detect a

difference due to fitness, pathology, ageing, etc.

A recent study has highlighted a strong relationship between Nfr and Str among healthy subjects (Villegier et al., 2012) $Str = 0.83Nfr^{-0.25}$. The relationship is very close in nature to that of the current study. This accordance suggests spontaneous Modela-w values corresponding to healthy behavior. It could thus be used as a tool to evaluate interventions or rehabilitation procedure.

Finally, the trajectory of the CoM in walking can be characterized by SMM and takes into account an elastic phenomenon, hence, the concomitant use of Nfr and Str according to Modela-w ensures dynamic similarity between different-sized subjects. This study highlights the importance of using similar experimental conditions by removing the individual anthropometric characteristics effect to compare mechanical parameters. Modela-w is experimentally validated and further studies would show its usefulness in walking experimentation and clinical survey.

Conflict of interest statement

None.

Acknowledgments:

None.

Table 7.5: Standard deviation of dimensionless gait parameters at each speed stage

| Mean walking speed stage | EC | Ankle angle $\times 10^3$ | Knee angle $\times 10^3$ | Hip angle $\times 10^3$ | SL^D | TC^D | $TPPF^D$ | DPF^D | BPF^D | VI^D | PI^D | LR^D |
|--------------------------|--------------|---------------------------|--------------------------|-------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|--------|---------------|
| 0.56 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 2.1 | 2.8 | 1.4 | 0.11 | 0.33 | 0.27 | 0.20 | 0.01 | 0.35 | 0.01 | 0.37 |
| | EC_{NFR} | 1.7* | 2.7 | 1.4 | 0.10 | 0.28 | 0.22 | 0.19 | 0.01 | 0.46 | 0.01 | 0.42 |
| | EC_{MOD} | 2.0*# | 2.5*# | 1.5*# | 0.00*# | 0.06*# | 0.04*# | 0.04*# | 0.01 | 0.11*# | 0.01 | 0.01# |
| 1.11 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 2.3 | 2.4 | 1.3 | 0.11 | 0.18 | 0.14 | 0.16 | 0.02 | 0.15 | 0.01 | 0.69 |
| | EC_{NFR} | 1.7* | 2.1* | 1.2* | 0.06* | 0.14 | 0.11 | 0.17 | 0.03 | 0.18 | 0.01 | 0.77 |
| | EC_{MOD} | 2.3# | 2.2*# | 1.3# | 0.00*# | 0.03*# | 0.02*# | 0.06*# | 0.02*# | 0.07*# | 0.01 | 0.37*# |
| 1.67 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 2.7 | 2.7 | 1.5 | 0.12 | 0.14 | 0.12 | 0.13 | 0.05 | 0.10 | 0.01 | 1.18 |
| | EC_{NFR} | 2.6* | 2.9* | 1.6* | 0.06* | 0.13 | 0.11 | 0.14 | 0.05 | 0.12 | 0.02 | 1.17 |
| | EC_{MOD} | 2.5*# | 2.5*# | 1.5# | 0.00*# | 0.03*# | 0.02*# | 0.08*# | 0.03*# | 0.05*# | 0.01 | 0.28*# |
| 2.22 m.s ⁻¹ | EC_{SPEED} | 2.8 | 3.0 | 1.8 | 0.17 | 0.14 | 0.12 | 0.18 | 0.06 | 0.10 | 0.02 | 1.18 |
| | EC_{NFR} | 3.0* | 3.2* | 2.0* | 0.08* | 0.10 | 0.08 | 0.17 | 0.05 | 0.12 | 0.02 | 1.26 |
| | EC_{MOD} | 2.6*# | 2.7*# | 1.8*# | 0.00*# | 0.04*# | 0.03*# | 0.14 | 0.04 | 0.05*# | 0.01 | 0.48*# |

The characteristic dimensions to express the gait parameters in a dimensionless form (D) are: the mass ([M]), the CoM height ([L]) and the step frequency ([T⁻¹]). *, #: variability significantly different from EC_{SPEED} and from EC_{NFR} . The significant lowest values of standard deviation are bolded. Abbreviations: TC time of contact, $TPPF$ time to propulsive peak force, DPF damping peak force, BPF braking peak force, VI vertical impulse, PI propulsive impulse, LR loading rate and SL step length.

Bilan & Transition

Comme le suggérait le modèle de locomotion commun à la marche et la course, les nombres de Froude et de Strouhal induisent des similitudes dynamiques entre des individus de tailles différentes. Comme pour la course, les NA θ_0 et β_0 sont difficilement imposables expérimentalement. L'utilisation simultanée de Nfr et Str permet de grandement réduire la variabilité inter-sujet de paramètres adimensionnels (PA). L'idée principale est que, pour un Modela-w donné, un ensemble unique de PA correspond, donc un seul comportement adimensionnel est associé quelle que soit l'anthropométrie des individus. Cet ensemble unique de PA représenterait ainsi une base de donnée adimensionnelle d'un comportement standard sans dimension. Et l'on peut donc faire l'hypothèse que la marche devient excessivement stéréotypée entre individus si l'on respecte des conditions similaires. Dès lors, cette base de donnée pourrait servir de référence de comportements sains et permettrait, par la détermination d'indice de déviation, de déterminer dans quelle mesure une marche est déviante d'une marche saine, normale ou standard.

Finalement, Modela a été développé sur un seul modèle pour les deux modes de locomotion en se basant sur le fait qu'il s'opère des transferts se réalisant au CoM entre les différentes énergies. L'énergie potentielle élastique semble jouer un rôle important dans la marche comme dans la course. Or, nous pouvons nous interroger sur l'origine de cette énergie élastique dans le corps humain lorsque celui-ci est représenté comme un modèle poly-articulé (PAM). Il a été supposé que le corps humain simplifié en son CoM se comporte comme une masse bondissante pour des raisons de conservation d'énergie (Cavagna et al., 1964). Le lien entre ces deux modèles n'a jamais été étudié ou mis en évidence.

Analogie entre les modèles

Sommaire

| | | |
|-------|--|------------|
| 8.1 | Introduction | 139 |
| 8.2 | Lien théorique entre les deux modèles | 141 |
| 8.3 | Matériels et méthodes | 143 |
| 8.3.1 | Expérimentation | 143 |
| 8.3.2 | Conséquence du tapis roulant sur le lien théorique | 143 |
| 8.3.3 | Paramètres calculés | 144 |
| 8.3.4 | Analyse Statistique | 145 |
| 8.4 | Résultats | 146 |
| 8.5 | Discussion | 149 |

8.1 Introduction

La locomotion en générale, qu'elle concerne la marche, la course, le pas, le trot ou le galop, répond à une stratégie commune à toutes les espèces (section 2.3). Dans un contexte écologique, elle répondrait à une minimisation de dépense d'énergie en tirant bénéfice au maximum des forces extérieures et au minimum des forces internes. En d'autres termes un individu tendrait à minimiser le rapport de l'énergie dépensée sur l'énergie fournie par l'extérieur. C'est ce que défend [Alexander \(1989\)](#). Ce procédé d'optimisation participerait également à la sélection naturelle au sens de Darwin (1859), les espèces ne s'y conformant pas disparaîtraient. Chez divers spécimens l'amélioration des structures et des comportements permettant cette optimisation et améliorant la fitness des individus

serait transmise d'une génération à l'autre par le génome X capable d'évoluer sous des contraintes externes. Par exemple, une augmentation de la vitesse de déplacement maximale ou de l'endurance augmentera probablement l'aptitude à échapper à un prédateur ou à attraper une proie, augmentant les chances de survie. Aussi, une réduction du coût énergétique de déplacement permettrait d'avoir plus d'énergie disponible pour la reproduction, ou pour trouver de la nourriture. Chez l'homme (mais aussi chez certaines espèces animales), plusieurs critères d'optimisation de la locomotion ont été avancés comme la minimisation du coût métabolique (Zarrugh et al., 1974), la minimisation des contraintes articulaires (Alexander, 1992), la conservation d'énergie mécanique (Cavagna et al., 1977), la stabilité (Vaughan, 2003)...

Des auteurs tels que Cavagna et al. (1964), Cavagna & Kaneko (1977) et Farley & Ferris (1998) ont suggéré des modèles conservatifs simples de locomotion (marche et course) pour mettre en avant des transferts théoriques entre les énergies représentées au CoM. Ces modèles conservatifs, tels que le SMM ou le pendule inversé, ne considèrent par définition aucune perte d'énergie et suggèrent une économie mécanique de la locomotion. L'utilisation de ces modèles, exclusivement pour la phase de simple appui, renforce implicitement l'idée que le critère d'optimisation retenu est la conservation d'énergie mécanique. Le SMM, originellement utilisé pour la course, introduit une énergie potentielle élastique censée jouer un rôle dans cette conservation (Cavagna et al., 1964). Ce modèle étant depuis peu appliqué à la marche (Geyer et al., 2006, Rummel et al., 2010), l'énergie potentielle élastique serait susceptible de jouer le même rôle de conservation lors de la marche. Bien que la modélisation du corps humain en son centre de gravité a des avantages, le corps reste un ensemble de segments poly-articulés.

En l'état actuel, la modélisation mécanique du corps humain comme modèle poly-articulé (PAM) permet d'estimer le travail mécanique réalisé par de nombreux chefs musculaires. Malheureusement, la relation qui existe entre le travail musculaire et la consommation d'énergie métabolique reste inconnue. Dans tous les cas, hors des considérations métaboliques, il persiste une stratégie commune qui est d'organiser son mouvement de sorte à ce que le CoM adopte une trajectoire similaire à celle d'un SMM. Dans la littérature il est souvent question de deux modèles indépendants : le SMM et le PAM (fig. 8.1). Le SMM, est un modèle global conservatif, il prend en compte une énergie potentielle élastique en omettant les énergies cinétiques de rotation et de translation segmentaires

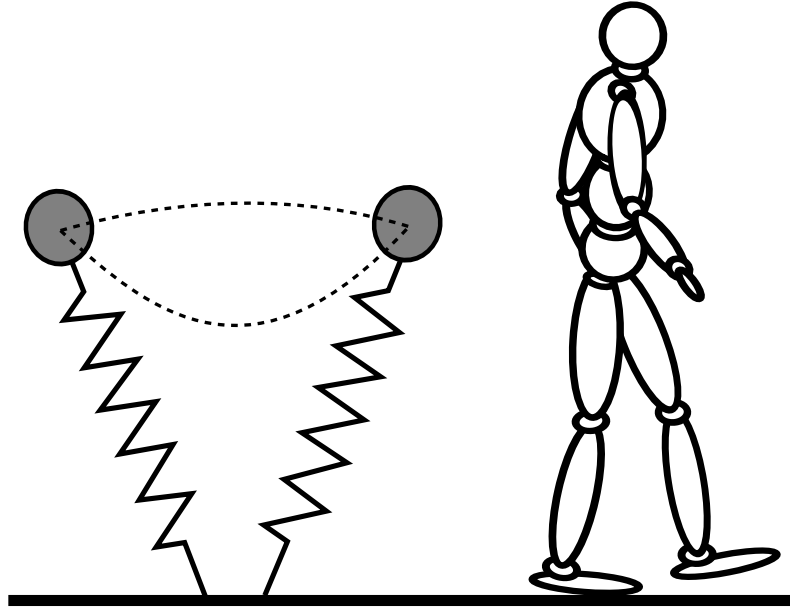


FIGURE 8.1 – Spring Mass Model et Poly-Articular Model adaptés à la marche et la course.

(E_{Cint} ou énergie de gesticulation) alors que le PAM considère les énergies cinétiques segmentaires mais ne considère pas d'énergie potentielle élastique.

L'objectif de ce chapitre est donc d'établir un lien entre le SMM, utilisé dans ce travail pour la marche et la course, et le PAM. La première étape consiste à développer un lien théorique entre le modèle simple et le modèle plus complexe. La deuxième étape est de tester expérimentalement l'hypothèse selon laquelle un lien physique existe entre ces deux modèles.

8.2 Lien théorique entre les deux modèles

Considérons le SMM et le PAM pour un même mouvement, le théorème de l'énergie mécanique implique :

$$\Delta E_M = W_{Fnc} = W_{Fnc_{int}} + W_{Fnc_{ext}} \quad (8.1)$$

Avec ΔE_M la variation d'énergie mécanique, W_{Fnc} le travail des forces non conservatives qui comprend $W_{Fnc_{int}}$ le travail des forces non conservatives internes au système étudié et $W_{Fnc_{ext}}$ le travail des forces non conservatives externes au système étudié. Le SMM ne considère que les énergies au CoM alors que le PAM considère les énergies segmentaires

mais ne prend pas en compte l'énergie potentielle élastique.

$$\begin{aligned} (SMM) & \quad \left\{ \begin{array}{l} \Delta(E_{Cext} + E_{PP} + E_{PE}) = W_{Fnc_{int}} + W_{Fnc_{ext}} \\ (PAM) \quad \Delta(E_{Cext} + E_{Cint} + E_{PP}) = W_{Fnc_{int}} + W_{Fnc_{ext}} \end{array} \right. \end{aligned} \quad (8.2)$$

Avec E_{Cext} , E_{PP} , E_{PE} et E_{Cint} les énergies cinétique externe, potentielle de pesanteur, potentielle élastique et cinétique interne, pour reprendre les termes de la littérature, respectivement. Le SMM étant un système conservatif, sa variation d'énergie mécanique est nulle. Par contre, la variation d'énergie mécanique du PAM dépend uniquement du travail des forces internes car il est fait l'hypothèse d'une absence de glissement entre le pied et le sol et donc d'une liaison non dissipative. Les forces internes du PAM étant non conservatives, le travail des forces non conservatives internes ($W_{Fnc_{int}}$) sera nommé travail des forces internes (W_{Fint}).

$$\begin{aligned} (SMM) & \quad \left\{ \begin{array}{l} \Delta(E_{Cext} + E_{PP} + E_{PE}) = 0 \\ (PAM) \quad \Delta(E_{Cext} + E_{Cint} + E_{PP}) = W_{Fnc_{int}} = W_{Fint} \end{array} \right. \end{aligned} \quad (8.3)$$

Deux termes sont communs aux deux équations : la variation d'énergie cinétique du CoM (ΔE_{Cext}) et la variation d'énergie potentielle de pesanteur du CoM (ΔE_{PP}).

$$\begin{aligned} (SMM) & \quad \left\{ \begin{array}{l} \Delta(E_{Cext} + E_{PP}) = -\Delta E_{PE} \\ (PAM) \quad \Delta(E_{Cext} + E_{PP}) = W_{Fint} - \Delta E_{Cint} \end{array} \right. \end{aligned} \quad (8.4)$$

Il apparaît de l'équation (8.4) que le lien entre SMM et PAM peut-être fait comme suit :

$$-\Delta E_{PE} = W_{Fint} - \Delta E_{Cint} \iff \Delta E_{PE} = \Delta E_{Cint} - W_{Fint} \quad (8.5)$$

Ainsi, la variation d'énergie élastique du SMM équivaldrait à la variation d'énergie cinétique interne du PAM moins le travail des forces internes du PAM. Pour répondre au deuxième objectif de cette étude, la relation théorique entre les deux modèles a été investiguée expérimentalement.

8.3 Matériels et méthodes

8.3.1 Expérimentation

L'approche adimensionnelle de la locomotion a montré qu'elle permettait d'étudier plus justement un thème en supprimant les effets de l'anthropométrie sur l'organisation du mouvement. D'une part, la détermination de conditions expérimentales similaires grâce au nombre de Modela, et d'autre part, l'adimensionnement des paramètres considérés permettent d'étudier le comportement sans dimension commun à tous les participants. Nous avons donc fait le choix d'utiliser les données des 19 participants de la condition expérimentale EC_{MOD} pour la marche (section 7.4) et pour la course (section 7.2).

8.3.2 Conséquence du tapis roulant sur le lien théorique

L'expérimentation se déroulant sur un tapis roulant il faut prendre en compte cette configuration dans le lien théorique entre le SMM et le PAM. En effet, le déplacement du point d'application de la force engendre un travail dont il faut tenir compte. La force de réaction est non conservative et dans le cas du tapis roulant celle-ci travaille. Dés lors, l'équation (8.3) s'écrit :

$$\begin{array}{l} (SMM) \\ (PAM) \end{array} \left\{ \begin{array}{l} \Delta(E_{C_{ext}} + E_{PP} + E_{PE}) = W_{GRF} \\ \Delta(E_{C_{ext}} + E_{C_{int}} + E_{PP}) = W_{Fint} + W_{GRF} \end{array} \right. \quad (8.6)$$

Avec W_{GRF} le travail de la force de réaction. L'équation (8.4) devient :

$$\begin{array}{l} (SMM) \\ (PAM) \end{array} \left\{ \begin{array}{l} \Delta(E_{C_{ext}} + E_{PP}) = -\Delta E_{PE} + W_{GRF} \\ \Delta(E_{C_{ext}} + E_{PP}) = W_{Fint} - \Delta E_{C_{int}} + W_{GRF} \end{array} \right. \quad (8.7)$$

Donc,

$$-\Delta E_{PE} + W_{GRF} = \Delta E_{C_{int}} - W_{Fint} + W_{GRF} \quad (8.8)$$

En simplifiant par W_{GRF} , le lien entre les deux modèles reste :

$$\Delta E_{PE} = \Delta E_{C_{int}} - W_{Fint} \quad (8.9)$$

8.3.3 Paramètres calculés

Dans cette étude nous nous sommes uniquement intéressés à la relation entre le SMM et le PAM pendant les phases de simple appui. Ainsi, tous les paramètres précédents ont été extraits pour chaque individu pour chaque test de marche ou de course. Pour chaque participant, les énergies et travaux suivants ont été moyennés sur 5 phases de simple appui.

Les énergies cinétiques externe et interne ont été déterminées de la manière suivantes :

$$E_{Cext} = \frac{1}{2} m \mathbf{v}_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}}{}^2 \quad (8.10)$$

$$E_{Cint} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{16} \left(m_i \mathbf{v}_{/\mathbf{R}^*}^{\mathbf{G}_i}{}^2 + \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}^*}{}^T \times I_i \times \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}^*} \right) \quad (8.11)$$

Avec m la masse, $\mathbf{v}_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}}$ la vitesse du CoM par rapport au repère galiléen du laboratoire R_0 , m_i la masse du segment i , $\mathbf{v}_{/\mathbf{R}^*}^{\mathbf{G}_i}$ la vitesse du CoM du segment i par rapport au repère barycentrique R^* , $\omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}^*}$ le vecteur rotation du segment i par rapport à R^* , I_i le moment d'inertie du segment i .

Les énergies potentielles de pesanteur et élastique ont été calculées comme suit :

$$E_{PP} = m \mathbf{g} \cdot \mathbf{O} \mathbf{G}, \text{ avec } \mathbf{g} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 9,81 \end{bmatrix} \quad (8.12)$$

$$E_{PE} = \frac{1}{2} k \Delta l^2 \quad (8.13)$$

Avec $\mathbf{O} \mathbf{G}$ la position du CoM, Δl la variation de distance (3D) entre le CoM et le CoP et k la raideur du ressort du SMM définie telle que $k = \|\mathbf{GRF}\|_{max} / (\|\mathbf{CoM} \mathbf{CoP}\|_{max} - \|\mathbf{CoM} \mathbf{CoP}\|_{GRF_{max}})$; $\|\mathbf{GRF}\|_{max}$ étant la valeur maximale de la norme de la force de réaction (3D) et $(\|\mathbf{CoM} \mathbf{CoP}\|_{max} - \|\mathbf{CoM} \mathbf{CoP}\|_{GRF_{max}})$ la variation de distance (3D) entre le CoM et le CoP lorsque la norme de la force de réaction est la plus élevée.

Enfin, les travaux de la force de réaction et des forces internes ont aussi été calculées :

$$W_{GRF} = \int (\mathbf{GRF} \cdot \mathbf{v}_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{CoP}}) dt \quad (8.14)$$

$$W_{Fint} = \Delta E_C + \Delta E_{PP} - W_{GRF} \quad (8.15)$$

Avec **GRF** la force de réaction, $\mathbf{v}_{R_0}^{CoP}$ la vitesse de déplacement du centre de pression par rapport à R_0 et E_C l'énergie cinétique qui est la somme des énergies cinétiques interne et externe.

Pour rendre comparables les participants entre eux indépendamment de leur anthropométrie (section 7.2 et 7.4), tous les paramètres précédents ont été adimensionnés. Les énergies et les travaux de forces dépendent des dimensions de base suivantes : $[W] = [E] = ML^2T^{-2}$; et la raideur de : $[k] = MT^{-2}$. Ainsi pour les adimensionner, ils ont été normalisés par des paramètres de mêmes dimensions, en les combinant à la masse du corps (m), la hauteur du CoM (l) et le temps de pas (t).

L'évolution horaire de ces paramètres a été exprimée en pourcentage de phase de simple appui, permettant ainsi de moyennner tous les individus pour chaque test.

8.3.4 Analyse Statistique

Le lien théorique entre les deux modèles ayant été développé dans l'équation (8.9), l'objectif est de vérifier la relation entre l'énergie potentielle élastique du SMM d'une part et la variation d'énergie cinétique interne du PAM moins le travail des forces internes du PAM d'autre part. Des tests statistiques ont été réalisés pour mettre en évidence des écarts significatifs ($p < 0,05$) entre les deux termes précédents. La phase de simple appui pour le SMM, pour la marche ou la course, comprend une phase d'amortissement et une phase de propulsion (sections 2.1.1 et 2.1.2.2). Nous avons donc fait le choix d'étudier les écarts entre les deux termes sur la totalité de la phase de simple appui (1 à 100 %) et sur chaque moitié (1 à 50 % et 51 à 100 %).

La RMSE (Root Mean Square Error) a été calculée sur l'ensemble de la phase de simple appui et sur chaque moitié de la phase de simple appui. D'abord, elles ont été exprimées en pourcentage de l'amplitude moyenne des deux relations (RMSEr). Ensuite les RMSE de chaque moitié ont été exprimées en pourcentage de la RMSE sur la totalité du mouvement étudié (1 à 100 %).

De la même façon, le test du χ^2 ($p < 0,05$) a été effectué pour mettre en évidence des différences significatives entre les deux courbes sur l'ensemble du mouvement et sur

chaque moitié.

Des coefficients de corrélation (r , $p < 0,05$) entre les deux relations ont été calculés pour la totalité de la phase de simple appui (1 à 100 %), puis pour la première moitié et la seconde moitié afin de tester statistiquement les variations entre les deux termes. Plus le coefficient de corrélation s'approche de 1 est plus les variations des deux termes sont proches. Inversement, si le coefficient de corrélation tend vers -1 leurs variations sont opposées. Enfin, si le coefficient de corrélation vaut 0, aucune relation n'existe entre les variations des deux termes.

L'évolution de la raideur adimensionnelle en fonction de la vitesse a été analysée à l'aide de deux ANOVA à mesures répétées, l'une pour la marche (4 vitesses), l'autre pour la course (6 vitesses). Si un effet significatif de la vitesse sur la raideur adimensionnelle est mis en évidence ($p < 0,05$), un test post-hoc de Tukey est utilisé pour préciser les effets.

8.4 Résultats

Comparaison des termes

Pour la marche, l'évolution des termes de part et d'autre de l'équation (8.9) est présentée dans la figure 8.2. La RMSEr est supérieure à 10 % (tab. 8.1) sur la totalité du mouvement alors qu'en s'intéressant à chaque moitié, principalement la deuxième possède une RMSEr supérieure à 10 % pour toutes les vitesses. Le test du χ^2 révèle des écarts significatifs entre les deux courbes sur l'ensemble du mouvement et principalement sur la deuxième moitié du mouvement.

Pour la course, l'évolution des deux mêmes termes est présentée dans la figure 8.3. La RMSEr est inférieure à 10 % sur l'ensemble du mouvement (tab. 8.1), mais lorsque l'on s'intéresse à chaque moitié, seules les deux dernières vitesses ont une RMSEr supérieure à 10 %. Le χ^2 met en avant des différences significatives entre les deux courbes sur l'ensemble du mouvement.

Pour la marche et la course, lorsque l'on s'intéresse au coefficient de corrélation entre les deux relations, il est, sur l'ensemble de la phase de simple appui, plus faible qu'il ne l'est sur chaque moitié du mouvement, exceptions faites pour les deux dernières vitesses de marche (tab. 8.1). Pour celles-ci, la correspondance entre les deux relations disparaît dans la deuxième moitié de la phase de simple appui. Hormis ces deux vitesses, les r ne

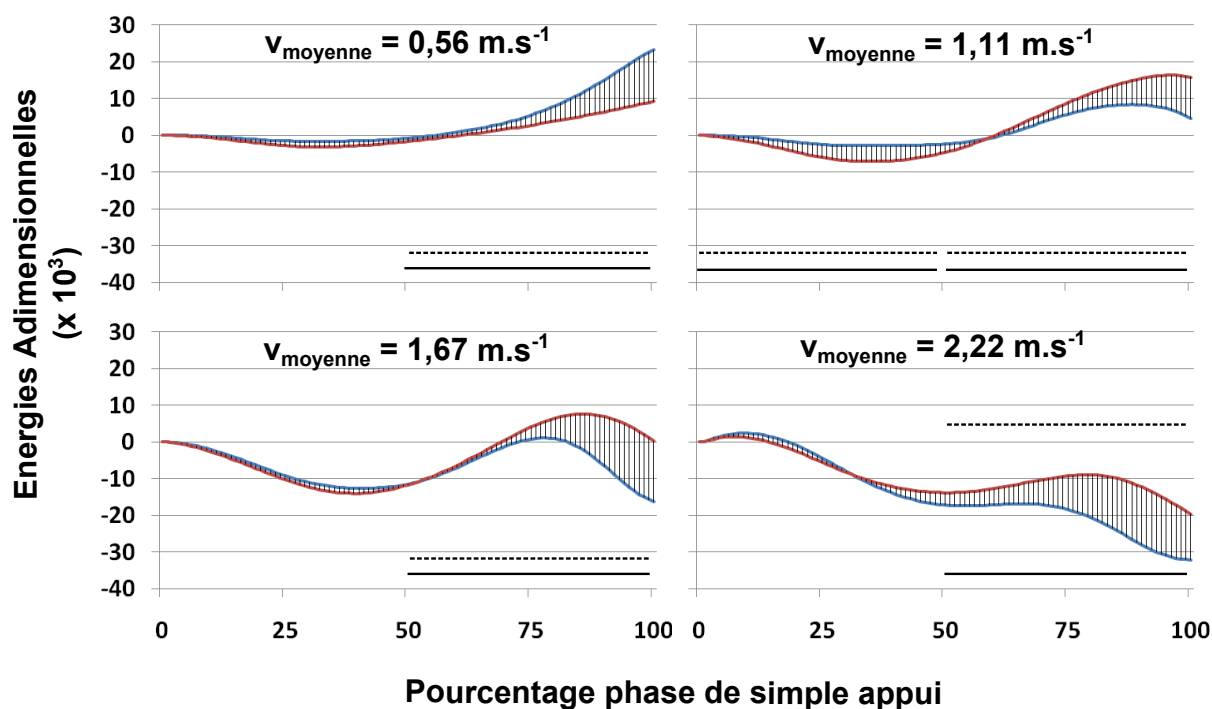


FIGURE 8.2 – Comparaison pour les 4 tests de marche des valeurs adimensionnées moyennes de la variation d'énergie potentielle élastique (ΔE_{PE}^A) en bleu avec la variation d'énergie cinétique interne (ΔE_{Cint}^A) moins le travail des forces internes (W_{Fint}^A) en rouge. Les barres horizontales noires pleines et pointillées identifient les zones de la phase de simple appui où χ^2 révèle une différence significative entre les deux courbes et où la RMSEr est supérieure à 10 %, respectivement.

descendent pas en dessous de 0,95.

Pour la marche et la course, les RMSE de chaque moitié du mouvement, exprimée en fonction de la RMSE de l'ensemble de la phase de simple appui, mettent en évidence que les plus gros écarts entre les deux relations apparaissent dans la deuxième partie de la phase de simple appui (fig. 8.4).

Evolution de l'élasticité

Les deux termes de l'équation (8.9) pour la marche chute à la fin de la phase de simple appui, et diminue fortement de 25 % à 100 % de cette même phase (fig. 8.2). Pour la course, les valeurs maximales des deux termes sont comparables et sont aux alentours de 150 ($J.t^2.kg^{-1}.m^{-2} = 1$), quelle que soit la vitesse (fig. 8.3).

La figure 8.5 présente l'évolution de la raideur adimensionnelle avec la vitesse. Celle-ci chute pendant la marche au fur et à mesure que la vitesse augmente, ce que confirme l'ANOVA. Pour la course, l'ANOVA n'a montré aucun effet de la vitesse sur la raideur adimensionnelle, elle est donc considérée comme constante de 1,67 $m.s^{-1}$ à 4,44 $m.s^{-1}$.

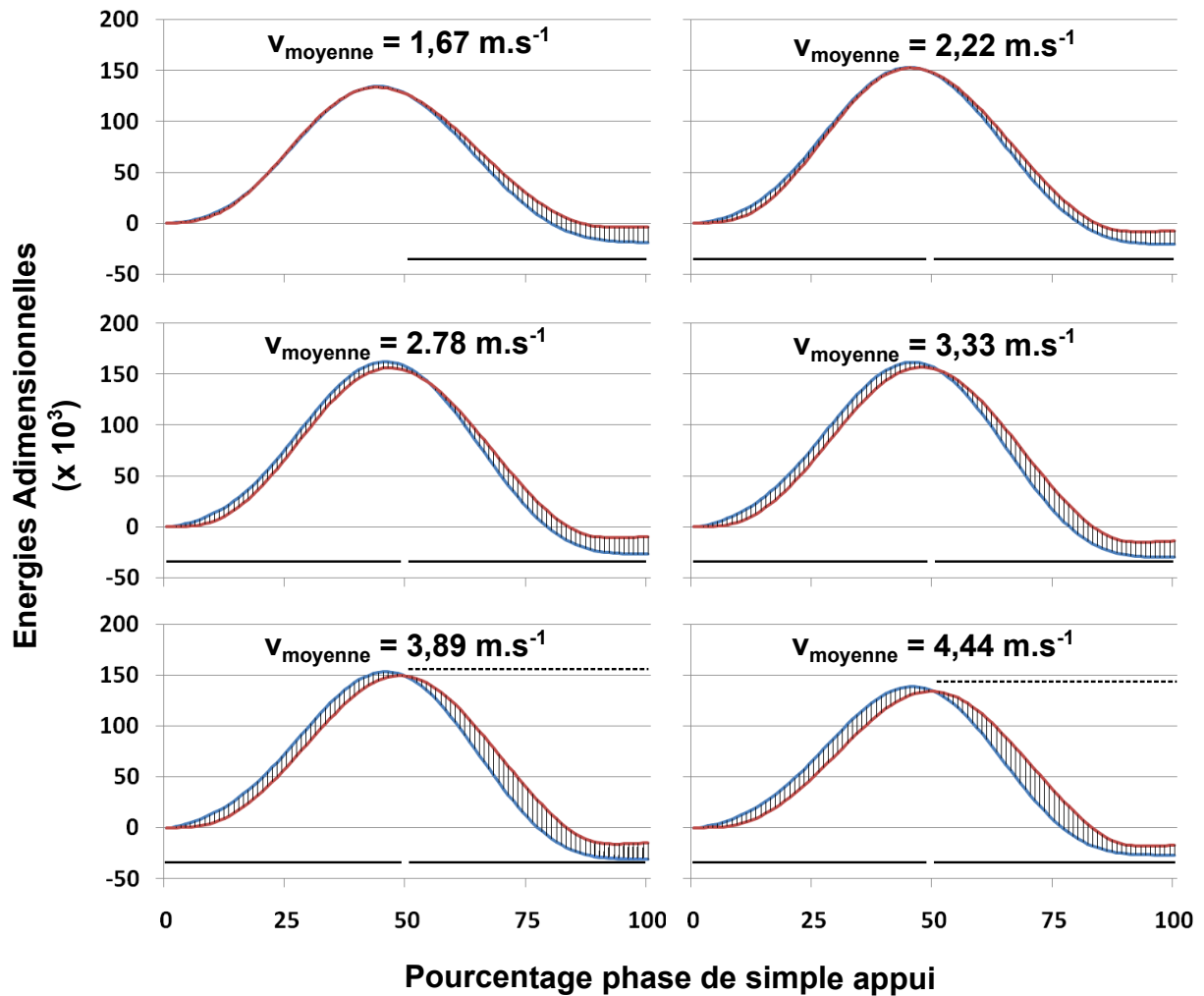


FIGURE 8.3 – Comparaison pour les 6 tests de course des valeurs adimensionnées moyennes de la variation d'énergie potentielle élastique (ΔE_{PE}^A) en bleu avec la variation d'énergie cinétique interne (ΔE_{Cint}^A) moins le travail des forces internes (W_{Fint}^A) en rouge. Les barres horizontales noires pleines et pointillées identifient les zones de la phase de simple appui où χ^2 révèle une différence significative entre les deux courbes et où la RMSEr est supérieure à 10 %, respectivement.

Tableau 8.1 – Coefficient de corrélation r et RMSEr entre les deux termes de la relation (8.5).

| | Marche | | | | Course | | | | | |
|---------------------------------------|--------|-------|-------|-------|--------|------|------|------|------|-------|
| $v_{moyenne}$ (m.s ⁻¹) | 0,55 | 1,11 | 1,67 | 2,22 | 1,67 | 2,22 | 2,78 | 3,33 | 3,87 | 4,44 |
| r 1 - 100 % | 0,97 | 0,98 | 0,63 | 0,89 | 1 | 0,99 | 0,99 | 0,98 | 0,97 | 0,96 |
| r 1 - 50 % | 1 | 0,99 | 1 | 0,99 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0,99 |
| r 51 - 100 % | 0,99 | 0,95 | 0,38* | 0,59 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0,99 | 0,99 |
| RMSEr 1 - 100 % | 23,66 | 24,36 | 31,35 | 27,19 | 5,43 | 4,4 | 6,02 | 7,41 | 9,27 | 10,45 |

* signifie que le coefficient de corrélation n'est pas significatif ($p > 0,05$).

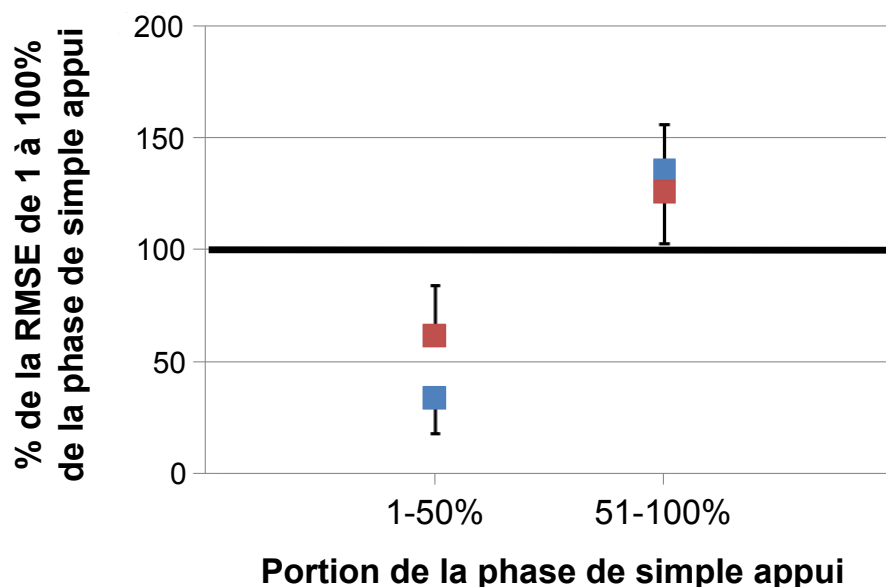


FIGURE 8.4 – RMSE moyenne des zones de 1 à 50 % et de 51 à 100 % de la phase de simple appui exprimée en pourcentage de la RMSE de l'ensemble de la phase de simple appui (de 1 à 100 %). Les carrés bleus et les carrés rouges correspondent à la marche et à la course.

8.5 Discussion

L'objectif général de ce chapitre était de développer un lien entre le SMM et le PAM. Dans un premier temps un lien théorique a été cherché entre ces modèles. Dans un second

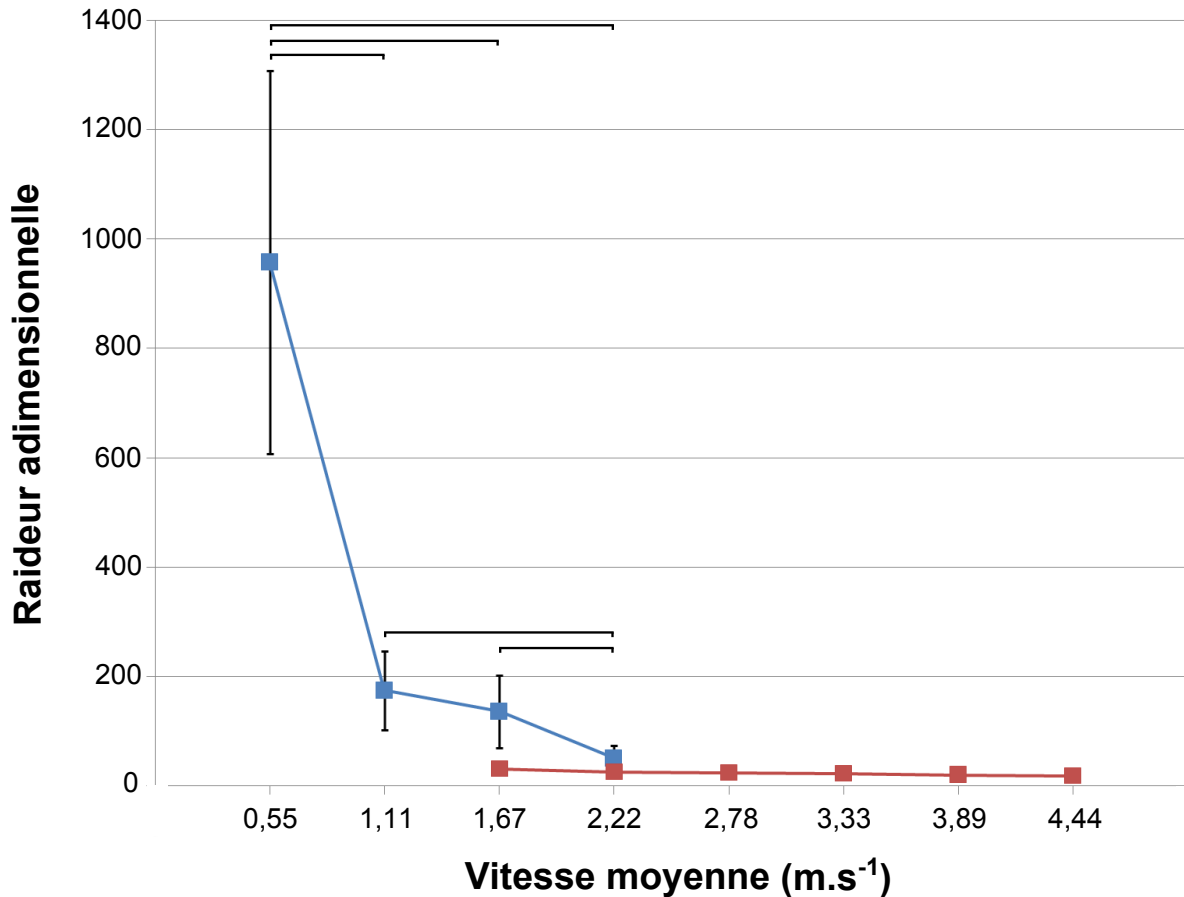


FIGURE 8.5 – Evolution des raideurs adimensionnelles avec la vitesse moyenne de déplacement. Les carrés bleus et les carrés rouges correspondent à la marche et à la course. Les barres horizontales signalent les différences significatives de raideurs adimensionnelles ($p < 0,05$) mises en évidence par le test de Tukey.

temps, l'objectif était de tester si la relation théorique existait expérimentalement.

Comparaison des termes

La relation théorique entre les deux modèles présentée dans l'équation (8.9) est valable pour le déplacement sur le sol ou sur tapis roulant. Cette équation met en relation la variation d'énergie potentielle élastique présente uniquement dans le SMM avec la variation d'énergie cinétique interne et le travail des forces internes exclusivement présents dans le PAM. Cette relation a été étudiée expérimentalement au travers des variables adimensionnées intervenant dans la relation et malgré le lien théorique reliant les deux termes, il semblerait que le lien réel soit plus complexe. En effet, la relation théorique suggérait que le travail des forces internes était la seule variable qui permettait au corps humain de

se comporter comme une masse bondissante de raideur constante k (éq. (8.16)).

$$\underbrace{\Delta \left(\frac{1}{2} k \Delta l^2 \right)}_{\Delta E_{PE}} = \underbrace{\Delta \left(\frac{1}{2} \sum_{i=1}^{16} \left(m_i \mathbf{v}_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}^*}^2 + \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}^*}^T \times I_i \times \omega_{\mathbf{R}_i/\mathbf{R}^*} \right) \right)}_{\Delta E_{Cint}} - \underbrace{W_{Fint}}_{W_{Fint}} \quad (8.16)$$

L'énergie cinétique interne n'étant qu'une résultante du travail des forces internes et externes, la raideur k constante provenait d'une adaptation du travail des forces internes.

La plupart des tests statistiques mettent en évidence des différences entre les deux termes, même si les différences sont plus prononcées pour la deuxième moitié de la phase de simple appui. Néanmoins, les deux termes sont très étroitement liés (tab. 8.1). Les écarts entre les deux relations suggèrent une raideur globale qui n'est pas constante, donc une raideur qui évoluerait au cours du temps. Cependant, les variations des deux termes étant très proches, la raideur globale variable varierait peu autour de la raideur constante modélisée par le SMM ($k = \|\mathbf{GRF}\|_{max} / (\|\mathbf{CoM CoP}\|_{max} - \|\mathbf{CoM CoP}\|_{GRF_{max}})$). C'est à dire que le modèle musculo-squelettique s'organiserait pour adapter la raideur globale variable autour de la raideur estimée du SMM.

Concernant la marche, peu d'écarts apparaissent avant la moitié de la phase de simple appui (fig. 8.2 et 8.4), suggérant que la raideur du système musculo-squelettique est constante dans cette phase d'impact et de mise en charge. Dans la seconde partie de la phase de simple appui, les accélérations de masses segmentaires sont importantes et signent une activité qui semble influencer la raideur pour créer et transférer l'énergie nécessaire au pas suivant. Cette adaptation est confortée par les faibles valeurs de r pour la deuxième partie de la phase de simple appui pour les deux dernières vitesses de marche.

Concernant la course, les r (tab. 8.1) montrent que l'évolution des deux courbes est la même pour toutes les vitesses. Néanmoins des différences existent tout au long du mouvement même si elles semblent minimes aux faibles vitesses (fig. 8.3). D'une manière générale, les différences maximales entre les deux courbes apparaissent à partir de la moitié du mouvement étudié (fig. 8.4). Ces résultats iraient dans le sens de Hunter (2003) qui suggèrent une raideur à deux paliers, même si cet auteur introduit le changement de raideur à l'impact au sol.

Les différences évoluent avec la vitesse, pour la marche et la course. En effet, plus la vitesse augmente et plus le décalage grandit entre les deux courbes. Nous émettons, ici, deux hypothèses pour expliquer ce décalage. La première suit l'idée de Hunter (2003)

et d'une raideur globale variable au cours du temps, la raideur suit deux paliers de 1 à 50 % et de 51 à 100 % de la phase de simple appui. Pour la marche, un premier palier identique à celui modélisé par le SMM et un deuxième palier avec une raideur plus faible. Et pour la course, un premier palier avec une raideur plus élevée que celle modélisée par le SMM, suivi d'un deuxième palier avec une raideur plus faible. Ces paliers permettraient de faire correspondre les deux courbes et expliqueraient une possible gestion de la raideur selon des sols différents (Farley et al., 1998), par exemple. La deuxième hypothèse tient au caractère biologique du corps humain. Les tissus musculo-tendineux ont des propriétés élastiques comprises dans une composante élastique série (ponts d'actine-myosine et tissus conjonctifs) et dans une composante élastique parallèle (tissus conjonctifs) (Goubel & Lensele-Corbeil, 2003). Ces propriétés élastiques permettent un stockage/restitution d'énergie potentielle élastique à petite échelle. Le stockage d'énergie potentielle élastique dans les tissus musculo-tendineux entre en compte dans le travail des forces internes du PAM qui ne considère aucune composante élastique, cependant, ce stockage est considéré comme une dissipation d'énergie et en aucun cas comme un stockage. La restitution d'énergie potentielle élastique dans les tissus musculo-tendineux a une action directe sur la mobilisation des articulations et donc sur le travail des forces internes. Aussi, le décalage entre les deux estimations de l'énergie potentielle élastique pour la marche et la course au fur et à mesure que la vitesse augmente suggère une utilisation des propriétés élastiques des tissus biologiques. En résumé, la deuxième hypothèse suggère que le décalage entre les deux relations tient au fait des propriétés de stockage/restitution des énergie potentielles élastiques des tissus musculo-tendineux qui entraînent une latence dans le modèle du PAM comparé au SMM. L'idée séduisante derrière cette hypothèse est qu'en quantifiant la différence entre le SMM et le PAM, il serait possible d'estimer le rôle que joue les tissus "élastiques" du corps humain dans la locomotion.

Evolution de l'élasticité

Les deux termes de l'équation (8.9) évoluent de la même manière au cours de la phase de simple appui (tab. 8.1). Nous observons différentes formes de variation de l'énergie potentielle élastique au cours de la phase de simple appui lors de la marche. A la première vitesse, la phase de simple appui est une phase de stockage d'énergie potentielle élastique. De la deuxième à la troisième vitesse, l'énergie potentielle élastique est restituée puis

stockée alors qu'à la quatrième vitesse elle est exclusivement restituée. Ces observations suggèrent que la phase de simple appui n'induit pas les mêmes transferts d'énergie au fur et à mesure que la vitesse augmente, et par conséquent, la phase de double appui non plus. Prendre en compte la phase de double appui lors de la marche dans les modèles permettrait de considérer les transferts d'énergie tout au long d'un cycle.

Notons par ailleurs que le modèle du SMM a, à l'origine, été développé dans le plan sagittal et que dans cette étude il a été considéré en trois dimensions. Cela dit, les mouvements sur l'axe médio-latéral sont principalement présents, pour la marche et la course, dans les phases de passage d'un appui sur l'autre. Il serait donc intéressant de modéliser ou d'utiliser un modèle 3D du SMM dans ces phases.

La raideur adimensionnelle diminue significativement avec la vitesse pendant la marche alors qu'elle reste constante lors de la course malgré l'augmentation de la vitesse (fig. 8.5). Dans le cas de la course, cela est en accord avec les résultats présentés dans la figure 8.3, qui montrent que la variation d'énergie potentielle élastique adimensionnelle est indépendante de la vitesse.

L'évolution de l'élasticité avec la vitesse pour la marche et la course est différente. L'élasticité est directement dépendante du travail des forces internes quelle que soit l'hypothèse retenue. Le travail des forces internes est la somme des travaux des actions mécaniques résultantes à chaque articulation / liaison. Dès lors, certaines articulations peuvent jouer un rôle prépondérant dans la gestion de la raideur globale, mais aussi un rôle différent au cours du mouvement. Selon le mode de locomotion les articulations peuvent aussi intervenir différemment. Par exemple, les efforts résultants aux articulations sont quantifiables et sont utilisées pour détecter des problèmes de chute (Kerrigan et al., 2000, Vanicek et al., 2010), de gestion de l'équilibre (Andrysek et al., 2013, Müller et al., 2014), de spasticité (Ishihara & Higuchi, 2014). Ces efforts sont directement pris en compte dans le calcul du travail des forces internes. Des travaux ultérieurs visant à déterminer la part de chaque action résultante aux articulations sont envisagés. Aussi des méthodes adaptées de celle d'Amarantini & Martin (2004), pour estimer les forces de chaque muscle, permettraient de quantifier la part de chaque muscle dans la régulation de la raideur globale, notamment avec la prise en compte des mécanismes de co-contraction.

En conclusion, des différences existent entre la variation d'énergie potentielle élastique du SMM et la variation d'énergie cinétique interne moins le travail des forces internes

du PAM. Deux hypothèses sont avancées pour expliquer ces différences. Premièrement, le système musculo-squelettique s'organise pour simuler différents seuils de raideur en fonction du temps et du mouvement. Deuxièmement, le décalage entre les deux termes proviendrait de la latence entre les propriétés de stockage et de restitution des tissus musculo-tendineux qui ne sont pas prises en compte dans le PAM. L'évolution de l'élasticité est différente selon le mode de locomotion. Ce constat rend primordial la prise en compte de la phase de double appui de la marche dans les modèles utilisés. Enfin, l'énergie potentielle élastique est intimement liée au travail des forces internes, par conséquent, la participation des différentes articulations à la raideur globale serait intéressante à estimer.

Quatrième partie

Conclusions, limites et perspectives

La locomotion à travers les espèces peut être modélisée avec un seul modèle : le modèle de masse bondissante (SMM : Spring Mass Model). Pour comparer les différents modes de locomotion, l'évolution de paramètres adimensionnels de locomotion (tels que le pic de force relatif, la longueur de pas relative...) en fonction du nombre de Froude (vitesse relative à la taille des spécimens) a été étudiée et a permis de mettre en avant une stratégie commune inter-espèce. Le nombre de Froude étant le rapport de l'énergie cinétique sur l'énergie potentielle de pesanteur, la composante élastique du SMM n'est pas prise en compte dans Froude. Certains auteurs ont considéré la composante élastique dans le mouvement mais elle n'a été étudiée que sur l'axe vertical (Nombre de Groucho).

Concernant l'homme, il a été montré que l'approche adimensionnelle a un intérêt certain pour comparer des hommes de différentes tailles. En nous appuyant sur certains travaux, nous avons fait le choix de ne considérer qu'un seul et unique modèle de locomotion commun à la marche et la course : le SMM. En effet, la composante élastique / la raideur du modèle semble être révélatrice des comportements de marche et de course. Le nombre de Modela-r a été introduit pour la course comme étant un témoin du transfert d'énergie se réalisant au centre de gravité du SMM (CoM : Center of Mass). Modela-r peut aussi être exprimé en fonction de Froude et Strouhal et selon certains auteurs serait un bon moyen de provoquer des similitudes locomotrices. En se basant sur le même modèle, nous avons proposé le nombre de Modela-w pour la marche comme étant un témoin des échanges d'énergie s'opérant au CoM. Comme Modela-r, Modela-w s'exprime en fonction de Froude et Strouhal.

Un modèle plus complexe du corps humain peut être utilisé pour estimer des paramètres mécaniques locaux (couple articulaire, énergie mécanique segmentaire...). Ici, le corps humain est modélisé comme un ensemble de segments rigides indéformables poly-articulés entre eux : le modèle poly-articulé (PAM : Poly-Articular Model). A l'origine, le PAM ne prend en compte aucune composante élastique, bien que dans la littérature des raideurs articulaires puissent être estimées. Enfin, le lien entre le modèle du PAM et le SMM n'était pas explicitement établi.

Cette revue de littérature nous a permis de mettre en évidence trois objectifs d'étude. Dans ce travail les deux premiers objectifs ont été d'établir des similitudes locomotrices entre des individus de différentes tailles pour la marche et la course en combinant les nombres de Froude et Strouhal qui, utilisés séparément, se sont révélés insuffisants. Le

troisième et dernier objectif de cette thèse a été d'établir un lien entre le modèle simple de SMM et le modèle plus complexe de PAM.

Avant tout, l'utilisation de Froude et Strouhal a été encouragée par la relation spontanée forte qui existe entre eux. Notre première étude a permis de mettre en évidence deux relations spontanées, une pour la marche, l'autre pour la course. Ce résultat a conforté d'une part l'utilisation conjointe de Froude et Strouhal pour établir des similitudes dynamiques et d'autre part l'utilisation du même modèle de locomotion avec des comportements différents pour la marche et la course.

Ensuite, l'association de Froude et de Strouhal a permis d'induire des similitudes locomotrices pour la marche et la course d'individus de différentes tailles, par le biais de conditions expérimentales similaires (vitesse de déplacement et fréquence de pas). Les similitudes locomotrices sous-entendent que les comportements sont beaucoup plus stéréotypés, et qu'exprimés indépendamment de l'anthropométrie des individus ils sont identiques. En d'autres termes, en adimensionnant les paramètres mécaniques du comportement obtenues dans des conditions expérimentales similaires, un comportement standard sans dimension est commun à tous les individus. Il permet de décrire des paramètres adimensionnels uniques qui auront le rôle de bio-marqueurs utilisables à des fins cliniques par exemple. Ces résultats encouragent dans un premier temps à utiliser conjointement Froude et Strouhal pour comparer la biomécanique entre les espèces dont la locomotion est modélisée par le SMM. Aussi, nos résultats encouragent à construire une base de données adimensionnelles du comportement sain permettant de mettre en évidence des différences de comportement plus fines. L'utilisation de conditions expérimentales similaires et l'adimensionnement des paramètres mesurés permet alors d'étudier plus justement l'effet de sujets stratégiques sur la locomotion tels que le vieillissement, la condition physique, la fatigue, le handicap...

Pour répondre au troisième objectif de cette thèse, nous avons par analogie établi un lien entre : i) le SMM qui prend en compte une énergie élastique (dépendante d'une constante de raideur) mais pas les énergies segmentaires de rotation et de translation et ii) le PAM qui prend en compte les énergies segmentaires mais pas de composante élastique. Le lien développé à partir du théorème de l'énergie cinétique est le suivant :

$$\Delta E_{PE} = \Delta E_{Cint} - W_{Fint} \quad (8.17)$$

Les termes ci-dessus ont été calculés dans une forme adimensionnelle et nous avons montré que la relation théorique (8.17) existait expérimentalement. Néanmoins, des différences persistent. Nous avons tenté de les expliquer soit par une organisation du travail des forces internes pour adapter des niveaux de raideurs au cours du mouvement, soit par la latence des propriétés de stockage/restitution d'énergie potentielle élastique des tissus musculo-tendineux non pris en compte dans le modèle poly-articulé. L'évolution de l'élasticité avec la vitesse et avec le mode de locomotion est différente. La raideur étant directement liée au travail des forces internes (éq. (8.17)), l'estimation de la participation des différentes articulations dans la gestion de la raideur global est à envisager dans des études futures.

Cinquième partie

Annexes

Modélisation

Sommaire

| | | |
|-------|---|------------|
| A.1 | Modèle cinématique | 163 |
| A.2 | Repères associés aux segments | 165 |
| A.2.1 | Repères locaux des membres inférieurs | 166 |
| A.2.2 | Repères locaux du tronc et de la tête | 167 |
| A.2.3 | Repères locaux des membres supérieurs | 168 |
| A.3 | Modélisation inertielle retenue | 168 |
| A.4 | Dynamique inverse | 170 |

A.1 Modèle cinématique

Le modèle cinématique utilisé dans ce travail de thèse est présenté dans la figure [A.1](#) et la localisation des marqueurs réfléchissants est détaillée dans le tableau [A.1](#). La plupart des marqueurs réfléchissants qui ont été utilisés avaient un diamètre de 6 mm. Pour éviter la perte de marqueurs due à la console du tapis roulant, nous avons fait le choix de placer des marqueurs plus gros (19 mm) autour des hanches et du tronc. Aussi, la cinématique du mouvement a été enregistrée pour chaque expérimentation à l'aide de 12 caméras optoélectroniques VICON à une fréquence d'acquisition de 200 Hz.

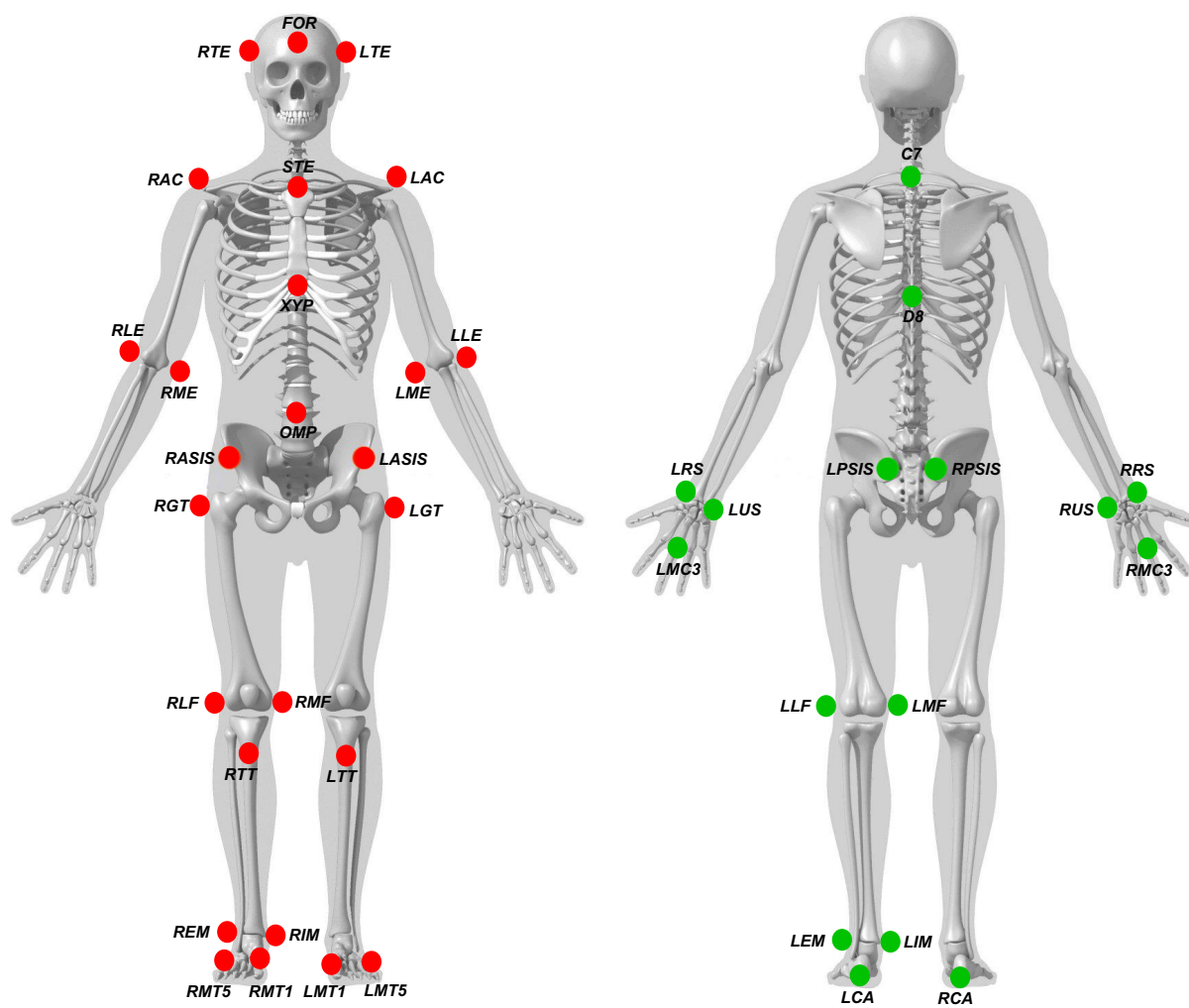


FIGURE A.1 – Modèle cinématique du corps humain.

Tableau A.1 – Ensemble des marqueurs utilisés pour la modélisation cinématique du corps humain

| Segments | Marqueurs | | Acronymes |
|-------------|-------------------|--------------------|---------------------------------|
| | gauche (L : Left) | droite (R : Right) | |
| Pied | LCA | RCA | CAlcaneum |
| | LMT1 | RMT1 | MetaTarsus 1 st |
| | LMT5 | RMT5 | MetaTarsus 5 th |
| Jambe | LEM | REM | External Malleolus |
| | LIM | RIM | Internal Malleolus |
| | LTT | RTT | Tibialis Tuberosity |
| Cuisse | LLF | RLF | Lateral Femoral epicondyle |
| | LMF | RMF | Medial Femoral epicondyle |
| | LGT | RGT | Great Trochanter |
| Bassin | LASIS | RASIS | Anterior Superior Illiaq Spine |
| | LPSIS | RPSIS | Posterior Superior Illiaq Spine |
| Abdomen | OMP | | OMPhalion |
| | D8 | | Dorsal 8 th |
| Thorax | XYP | | XYPhoid |
| | STE | | STErnum |
| | C7 | | Cervical 7 th |
| Tête et cou | FOR | | FORehead |
| | LTE | RTE | TEmple |
| Bras | LAC | RAC | ACromion |
| | LLE | RLE | Lateral Epicondyle |
| | LME | RME | Medial Epicondyle |
| Avant-bras | LRS | RRS | Radial Styloid |
| | LUS | RUS | Ulna Styloid |
| main | LMC3 | RMC3 | MetaCarpus 3 rd |

A.2 Repères associés aux segments

Avec les marqueurs réfléchissants un repère local a été associé à chaque segment corporel de sorte (i) à déterminer son orientation dans l'espace (Angles tridimensionnels), (ii) à exprimer les caractéristiques inertielles dans le repère local et (iii) à exprimer des vecteurs (vitesses, forces, moments...) dans différents repères. La construction des repères locaux pour les membres inférieurs, pour le tronc et la tête et pour les membres supérieurs est présentée dans les sections suivantes.

A.2.1 Repères locaux des membres inférieurs

Tableau A.2 – Construction des repères locaux des segments du membre inférieur. Le vecteur \mathbf{u} est utile à la construction des repères de chaque segment mais n'en fait pas partie

| Segments | Origines | Repères locaux gauches | Repère locaux droits |
|----------|--|--|--|
| Pied | $O_p : CA$ | $\mathbf{x}_p = \frac{\mathbf{O}_p \text{ LMT1}}{\ \mathbf{O}_p \text{ LMT1}\ }$ | $\mathbf{x}_p = \frac{\mathbf{O}_p \text{ RMT1}}{\ \mathbf{O}_p \text{ RMT1}\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_p = \text{LMT1 LMT5}$ | $\mathbf{u}_p = \text{RMT5 RMT1}$ |
| | | $\mathbf{y}_p = \frac{\mathbf{x}_p \wedge \mathbf{u}_p}{\ \mathbf{x}_p \wedge \mathbf{u}_p\ }$ | $\mathbf{x}_p = \frac{\mathbf{x}_p \wedge \mathbf{u}_p}{\ \mathbf{x}_p \wedge \mathbf{u}_p\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_p = \mathbf{x}_p \wedge \mathbf{y}_p$ | $\mathbf{z}_p = \mathbf{x}_p \wedge \mathbf{y}_p$ |
| Jambe | $O_j : \text{milieu des deuxmalléoles (centre fon-ctionnel de la cheville)}$ | $\mathbf{y}_j = \frac{\mathbf{O}_j \mathbf{O}_p}{\ \mathbf{O}_j \mathbf{O}_p\ }$ | $\mathbf{y}_j = \frac{\mathbf{O}_j \mathbf{O}_p}{\ \mathbf{O}_j \mathbf{O}_p\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_j = \text{LEM LIM}$ | $\mathbf{u}_j = \text{RIM REM}$ |
| | | $\mathbf{x}_j = \frac{\mathbf{y}_j \wedge \mathbf{u}_j}{\ \mathbf{y}_j \wedge \mathbf{u}_j\ }$ | $\mathbf{x}_j = \frac{\mathbf{y}_j \wedge \mathbf{u}_j}{\ \mathbf{y}_j \wedge \mathbf{u}_j\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_j = \mathbf{x}_j \wedge \mathbf{y}_j$ | $\mathbf{z}_j = \mathbf{x}_j \wedge \mathbf{y}_j$ |
| Cuisse | $O_c : \text{milieu des deuxcondyles fémoraux(centre fonctionnel dugenou)}$ | $\mathbf{y}_c = \frac{\mathbf{O}_c \text{ LGT}}{\ \mathbf{O}_c \text{ LGT}\ }$ | $\mathbf{y}_c = \frac{\mathbf{O}_c \text{ RGT}}{\ \mathbf{O}_c \text{ RGT}\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_c = \text{LLF LMF}$ | $\mathbf{u}_c = \text{RMF RLF}$ |
| | | $\mathbf{x}_c = \frac{\mathbf{y}_c \wedge \mathbf{u}_c}{\ \mathbf{y}_c \wedge \mathbf{u}_c\ }$ | $\mathbf{x}_c = \frac{\mathbf{y}_c \wedge \mathbf{u}_c}{\ \mathbf{y}_c \wedge \mathbf{u}_c\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_c = \mathbf{x}_c \wedge \mathbf{y}_c$ | $\mathbf{z}_c = \mathbf{x}_c \wedge \mathbf{y}_c$ |

Notons qu'après la définition du centre fonctionnel de la hanche par la méthode SCoRE, les repères locaux des cuisses sont redéfinis en remplaçant le marqueur du grand trochanter par le centre fonctionnel de la hanche.

A.2.2 Repères locaux du tronc et de la tête

Tableau A.3 – Construction des repères locaux des segments du tronc et de la tête. Le vecteur \mathbf{u} est utile à la construction des repères de chaque segment mais n'en fait pas partie

| Segments | Origines | Repères locaux |
|-------------|---|---|
| Bassin | O_{ba} : barycentre du trapèze représentant le bassin | $\mathbf{z}_{ba} = \frac{\mathbf{L} \mathbf{A} \mathbf{S} \mathbf{I} \mathbf{S} \mathbf{R} \mathbf{A} \mathbf{S} \mathbf{I} \mathbf{S}}{\ \mathbf{L} \mathbf{A} \mathbf{S} \mathbf{I} \mathbf{S} \mathbf{R} \mathbf{A} \mathbf{S} \mathbf{I} \mathbf{S}\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_{ba} = \mathbf{R} \mathbf{P} \mathbf{S} \mathbf{I} \mathbf{S} \mathbf{R} \mathbf{A} \mathbf{S} \mathbf{I} \mathbf{S}$ |
| | | $\mathbf{y}_{ba} = \frac{\mathbf{z}_{ba} \wedge \mathbf{u}_{ba}}{\ \mathbf{z}_{ba} \wedge \mathbf{u}_{ba}\ }$ |
| | | $\mathbf{x}_{ba} = \mathbf{y}_{ba} \wedge \mathbf{z}_{ba}$ |
| Abdomen | O_{abd} : D8 | $\mathbf{y}_{abd} = \frac{\mathbf{I} \mathbf{P} \mathbf{S} \mathbf{I} \mathbf{S} \mathbf{D} \mathbf{8}}{\ \mathbf{I} \mathbf{P} \mathbf{S} \mathbf{I} \mathbf{S} \mathbf{D} \mathbf{8}\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_{abd} = \mathbf{O} \mathbf{M} \mathbf{P} \mathbf{D} \mathbf{8}$ |
| | | $\mathbf{x}_{abd} = \frac{\mathbf{y}_{abd} \wedge \mathbf{u}_{abd}}{\ \mathbf{y}_{abd} \wedge \mathbf{u}_{abd}\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_{abd} = \mathbf{x}_{abd} \wedge \mathbf{y}_{abd}$ |
| Thorax | O_{th} : milieu des marqueurs STE et C7 | $\mathbf{y}_{th} = \frac{\mathbf{X} \mathbf{Y} \mathbf{P} \mathbf{S} \mathbf{T} \mathbf{E}}{\ \mathbf{X} \mathbf{Y} \mathbf{P} \mathbf{S} \mathbf{T} \mathbf{E}\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_{th} = \mathbf{S} \mathbf{T} \mathbf{E} \mathbf{C} \mathbf{7}$ |
| | | $\mathbf{x}_{th} = \frac{\mathbf{y}_{th} \wedge \mathbf{u}_{th}}{\ \mathbf{y}_{th} \wedge \mathbf{u}_{th}\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_{th} = \mathbf{x}_{th} \wedge \mathbf{y}_{th}$ |
| Tête et cou | O_t : milieu des deux tempes | $\mathbf{y}_t = \frac{\mathbf{O}_{th} \mathbf{O}_t}{\ \mathbf{O}_{th} \mathbf{O}_t\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_t = \mathbf{L} \mathbf{T} \mathbf{E} \mathbf{R} \mathbf{T} \mathbf{E}$ |
| | | $\mathbf{x}_t = \frac{\mathbf{y}_t \wedge \mathbf{u}_t}{\ \mathbf{y}_t \wedge \mathbf{u}_t\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_t = \mathbf{x}_t \wedge \mathbf{y}_t$ |

Avec *IPSI*S le milieu des marqueurs *LPSIS* et *RPSIS*.

A.2.3 Repères locaux des membres supérieurs

Tableau A.4 – Construction des repères locaux des segments du membre supérieur. Le vecteur \mathbf{u} est utile à la construction des repères de chaque segment mais n'en fait pas partie

| Segments | Origines | Repères locaux gauches | Repère locaux droits |
|------------|---|---|---|
| Bras | O_b : AC | $\mathbf{y}_b = \frac{\mathbf{O}_b \mathbf{O}_{ab}}{\ \mathbf{O}_b \mathbf{O}_{ab}\ }$ | $\mathbf{y}_b = \frac{\mathbf{O}_b \mathbf{O}_{ab}}{\ \mathbf{O}_b \mathbf{O}_{ab}\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_b = \text{LLE LME}$ | $\mathbf{u}_b = \text{RME RLE}$ |
| | | $\mathbf{x}_b = \frac{\mathbf{y}_b \wedge \mathbf{u}_b}{\ \mathbf{y}_b \wedge \mathbf{u}_b\ }$ | $\mathbf{x}_b = \frac{\mathbf{y}_b \wedge \mathbf{u}_b}{\ \mathbf{y}_b \wedge \mathbf{u}_b\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_b = \mathbf{x}_b \wedge \mathbf{y}_b$ | $\mathbf{z}_b = \mathbf{x}_b \wedge \mathbf{y}_b$ |
| Avant-bras | O_{ab} : milieu des deux épicondyles huméraux (centre fonctionnel du coude) | $\mathbf{y}_{ab} = \frac{\mathbf{O}_{ab} \mathbf{O}_m}{\ \mathbf{O}_{ab} \mathbf{O}_m\ }$ | $\mathbf{y}_{ab} = \frac{\mathbf{O}_{ab} \mathbf{O}_m}{\ \mathbf{O}_{ab} \mathbf{O}_m\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_{ab} = \text{LRS LUS}$ | $\mathbf{u}_{ab} = \text{RUS RRS}$ |
| | | $\mathbf{x}_{ab} = \frac{\mathbf{y}_{ab} \wedge \mathbf{u}_{ab}}{\ \mathbf{y}_{ab} \wedge \mathbf{u}_{ab}\ }$ | $\mathbf{x}_{ab} = \frac{\mathbf{y}_{ab} \wedge \mathbf{u}_{ab}}{\ \mathbf{y}_{ab} \wedge \mathbf{u}_{ab}\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_{ab} = \mathbf{x}_{ab} \wedge \mathbf{y}_{ab}$ | $\mathbf{z}_{ab} = \mathbf{x}_{ab} \wedge \mathbf{y}_{ab}$ |
| Main | O_m : milieu des styloïdes radiales et ulnaires (centre fonctionnel du poignet) | $\mathbf{y}_m = \frac{\mathbf{O}_m \text{LMC3}}{\ \mathbf{O}_m \text{LMC3}\ }$ | $\mathbf{y}_m = \frac{\mathbf{O}_m \text{RMC3}}{\ \mathbf{O}_m \text{RMC3}\ }$ |
| | | $\mathbf{u}_m = \text{LRS LUS}$ | $\mathbf{u}_m = \text{RUS RRS}$ |
| | | $\mathbf{x}_m = \frac{\mathbf{y}_m \wedge \mathbf{u}_m}{\ \mathbf{y}_m \wedge \mathbf{u}_m\ }$ | $\mathbf{x}_m = \frac{\mathbf{y}_m \wedge \mathbf{u}_m}{\ \mathbf{y}_m \wedge \mathbf{u}_m\ }$ |
| | | $\mathbf{z}_m = \mathbf{x}_m \wedge \mathbf{y}_m$ | $\mathbf{z}_m = \mathbf{x}_m \wedge \mathbf{y}_m$ |

Notons qu'après la définition du centre fonctionnel de l'épaule par la méthode SCoRE, les repères locaux des bras sont redéfinis en remplaçant le marqueur de l'acromion par le centre fonctionnel de l'épaule.

A.3 Modélisation inertielle retenue

La modélisation inertielle retenue est la modélisation proportionnelle de [De Leva \(1996\)](#). La modélisation du corps humain comprend 16 segments comme le modèle de

Zatsiorsky & Seluyanov (1983) (fig. A.2). Les caractéristiques inertielles de chaque segments corporels sont présentées dans le tableau A.5.

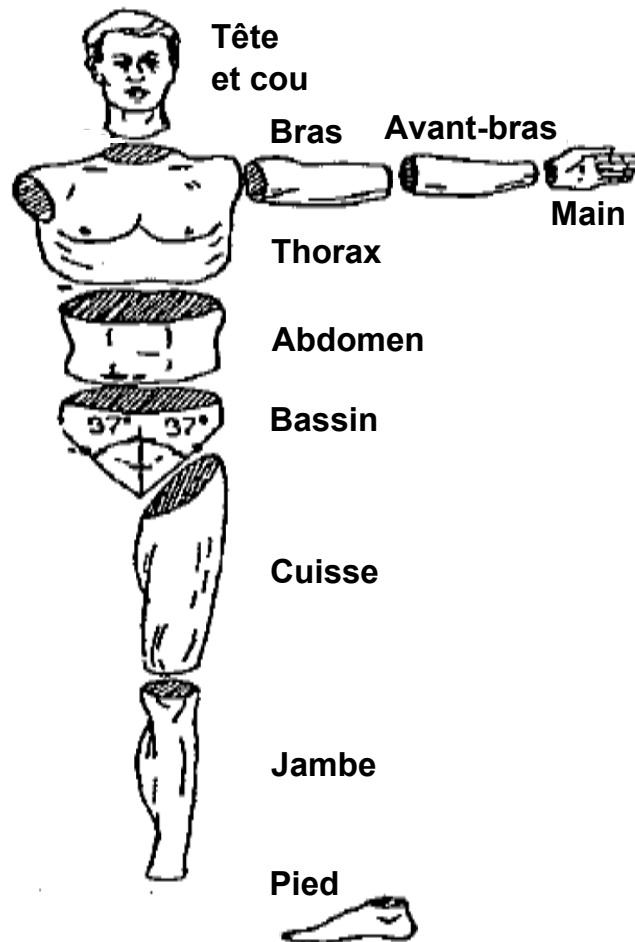


FIGURE A.2 – Découpage anthropométrique du corps humain selon Zatsiorsky & Seluyanov (1983) ; adapté de Zatsiorsky & Seluyanov (1983).

Tableau A.5 – Table anthropométrique d’individus masculins de De Leva (1996) ; adapté de De Leva (1996)

| Segments | Masse relative (%) | Position CoM (%) | Rayon gir. \mathbf{x} (%) | Rayon gir. \mathbf{y} (%) | Rayon gir. \mathbf{z} (%) |
|-------------|--------------------|------------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| Pied | 1,37 | 44,15 | 24,5 | 12,4 | 25,7 |
| Jambe | 4,33 | 43,95 | 24,6 | 10,2 | 25,1 |
| Cuisse | 14,16 | 40,95 | 32,9 | 14,9 | 32,9 |
| Bassin | 11,17 | 61,15 | 55,1 | 58,7 | 61,5 |
| Abdomen | 16,33 | 45,02 | 38,3 | 46,8 | 48,2 |
| Thorax | 15,96 | 29,99 | 45,4 | 65,9 | 71,6 |
| Tête et cou | 6,94 | 50,02 | 31,5 | 26,1 | 30,3 |
| Bras | 2,71 | 57,72 | 36,9 | 15,8 | 28,5 |
| Avant-bras | 1,62 | 45,74 | 26,5 | 12,1 | 27,6 |
| Main | 0,61 | 79,00 | 51,3 | 40,1 | 62,8 |

La masse des segment est relative à la masse de l’individu. La position du CoM est en pourcentage de la longueur du segment sur l’axe longitudinale à partir de l’extrémité la plus proche du crâne. Les rayons de giration sont en pourcentage de la longueur du segment et sont exprimés autour des axes segmentaires (\mathbf{x} , \mathbf{y} et \mathbf{z} respectivement les axes antéro-postérieur, longitudinal et médio-latéral).

A.4 Dynamique inverse

La procédure de dynamique inverse utilise les lois de Newton-Euler pour estimer les forces et les moments de forces mis en jeu lors du mouvement à partir de la cinématique du mouvement et de caractéristiques inertielles. D’un coté, le principe fondamental de la dynamique en translation établit la relation suivante où la dérivation s’entend par rapport à R_0 , le référentiel galiléen du laboratoire :

$$\sum \mathbf{F}_{\text{ext}} = m_S \mathbf{a}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_S} \quad (\text{A.1})$$

Avec S le segment étudié, \mathbf{F}_{ext} les forces extérieures appliquées sur S, m_S la masse de S et $\mathbf{a}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_S}$ l’accélération du centre de gravité de S par rapport au référentiel du laboratoire R_0 supposé galiléen. D’un autre coté, le principe fondamental de la dynamique en rotation établit la relation suivante :

$$\sum \mathbf{M}_{\mathbf{F}_{\text{ext}}}^{\mathbf{G}_S} = \frac{d}{dt} \left(I_S^{G_S} \omega_{\mathbf{R}_S/\mathbf{R}_0} \right) = \delta_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_S} \quad (\text{A.2})$$

Avec $\mathbf{M}_{\mathbf{F}_{\text{ext}}}^{\mathbf{G}_S}$ les moments des forces extérieures appliquées à S exprimés à son centre de gravité, $I_S^{\mathbf{G}_S}$ le moment d'inertie de S à son centre de gravité, $\omega_{\mathbf{R}_S/\mathbf{R}_0}$ le vecteur rotation du solide par rapport au référentiel du laboratoire et $\delta_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_S}$ le moment dynamique du solide à son centre de gravité par rapport à R_0 . Les forces extérieures (\mathbf{F}_{ext}) et les moments de forces extérieures ($\mathbf{M}_{\mathbf{F}_{\text{ext}}}^{\mathbf{G}_S}$) mis en jeu peuvent être estimés à partir de la cinématique ($\mathbf{a}_{\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_S}$ et $\omega_{\mathbf{R}_S/\mathbf{R}_0}$) et de caractéristiques inertielles (m_S et $I_S^{\mathbf{G}_S}$).

Dans la procédure de dynamique inverse chaque segment corporel est analysé séparément des autres segments. Dans ce travail nous avons utilisé une procédure ascendante (bottom-up), dès lors on commence la procédure à partir des segments les plus bas : les pieds. L'utilisation de cette méthode de détermination des efforts intersegmentaires nécessite l'acceptation de plusieurs hypothèses : (i) Chaque segment a une masse constante au cours du mouvement, (ii) le moment d'inertie du segment reste lui aussi constant tout au long du mouvement et (iii) chaque segment possède un CoM fixe en lequel se concentre la masse du segment.

Appliquons la procédure de dynamique inverse au pied en contact avec le sol (fig A.3). Les lois de Newton-Euler nous permettent d'écrire :

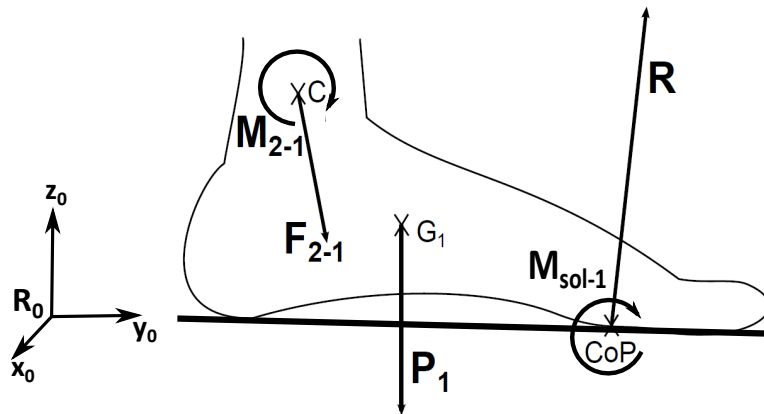


FIGURE A.3 – Segment isolé du pied (S_1) en contact avec le sol et les efforts extérieurs. La résultante des forces de réaction du sol \mathbf{R} (donnée par la plateforme de force et exprimée dans R_0) s'applique au niveau du pied à un point appelé centre de pression (CoP : Center of Pressure) déterminé à partir des données de plateforme de force (point où les moments frontal et sagittal sont nuls). $\mathbf{M}_{\text{sol-1}}$ est le moment résultant de réaction du sol (donné par la plateforme de force et exprimé dans R_0), qui lorsqu'il est exprimé au CoP ($\mathbf{M}_{\text{sol-1}}^{\text{CoP}}$) n'a qu'une valeur autour de \mathbf{z}_0 . \mathbf{F}_{2-1} et \mathbf{M}_{2-1} représentent les actions mécaniques de la jambe (S_2) sur le pied.

$$\begin{cases} \sum \mathbf{F}_{\text{ext}} = m_1 \mathbf{a}_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_1} \\ \sum \mathbf{M}_{\mathbf{F}_{\text{ext}}}^{\mathbf{G}_1} = \delta_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_1} \end{cases} \quad (\text{A.3})$$

d'où,

$$\begin{cases} \mathbf{F}_{2-1} + \mathbf{P}_1 + \mathbf{R} = m_1 \mathbf{a}_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_1} \\ \mathbf{M}_{2-1}^{\mathbf{G}_1} + \mathbf{M}_{\mathbf{F}_{2-1}}^{\mathbf{G}_1} + \mathbf{M}_{\mathbf{P}_1}^{\mathbf{G}_1} + \mathbf{M}_{\mathbf{R}}^{\mathbf{G}_1} + \mathbf{M}_{\text{sol-1}}^{\mathbf{G}_1} = \delta_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_1} \end{cases} \quad (\text{A.4})$$

Avec \mathbf{R} et $\mathbf{M}_{\text{sol-1}}^{\mathbf{G}_1}$ la force de réaction et le moment de réaction résultants du sol sur le pied donnés par la plateforme de force, exprimés dans R_0 et transférés au point G_1 . Afin d'exprimer l'action résultante de la jambe sur le pied autour de la cheville, nous décidons d'exprimer l'équation du principe fondamental de la dynamique en rotation au point C.

$$\begin{cases} \mathbf{F}_{2-1} + \mathbf{P}_1 + \mathbf{R} = m_1 \mathbf{a}_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_1} \\ \mathbf{M}_{2-1}^{\mathbf{C}} + \mathbf{M}_{\mathbf{F}_{2-1}}^{\mathbf{C}} + \mathbf{M}_{\mathbf{P}_1}^{\mathbf{C}} + \mathbf{M}_{\mathbf{R}}^{\mathbf{C}} + \mathbf{M}_{\text{sol-1}}^{\mathbf{C}} = \underbrace{\delta_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_1} + m_1 \mathbf{a}_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_1} \times \mathbf{G}_1 \mathbf{C}}_{\delta_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{C}}} \end{cases} \quad (\text{A.5})$$

Etant exprimé au point C, centre fonctionnel de la cheville, $\mathbf{M}_{\mathbf{F}_{2-1}}^{\mathbf{C}}$ est nul du fait que \mathbf{F}_{2-1} est aligné avec le point C. Dés lors, la force et le moment qu'applique le segment de la jambe (S_2) sur le segment du pied (S_1) sont les forces et les moments résultants à l'articulation de la cheville et ils sont déterminés comme suit :

$$\begin{cases} \mathbf{F}_{2-1} = m_1 \mathbf{a}_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_1} - \mathbf{P}_1 - \mathbf{R} \\ \mathbf{M}_{2-1}^{\mathbf{C}} = \delta_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{C}} - \mathbf{M}_{\mathbf{P}_1}^{\mathbf{C}} - \mathbf{M}_{\mathbf{R}}^{\mathbf{C}} - \mathbf{M}_{\text{sol-1}}^{\mathbf{C}} \end{cases} \quad (\text{A.6})$$

soit,

$$\begin{cases} \mathbf{F}_{2-1} = m_1 \mathbf{a}_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{G}_1} - m_1 \mathbf{g} - \mathbf{R} \\ \mathbf{M}_{2-1}^{\mathbf{C}} = \delta_{/\mathbf{R}_0}^{\mathbf{C}} - \mathbf{C} \mathbf{G}_1 \times m_1 \mathbf{g} - \mathbf{C} \mathbf{C} \mathbf{o} \mathbf{P} \times \mathbf{R} - \mathbf{M}_{\text{sol-1}}^{\mathbf{C}} \end{cases} \quad (\text{A.7})$$

Avec \mathbf{g} l'accélération gravitationnelle : $\mathbf{g} = [0 \ 0 \ -9,81]^T$.

Finalement, en remontant segment isolé après segment isolé il est possible d'estimer les actions résultantes à chaque articulation. Il faut néanmoins garder à l'esprit que des précautions doivent être prises quant à l'interprétation des données de couples articulaires (section 3.2.4).

Bibliographie

- Aleshinsky, S. Y. (1986). An energy ‘sources’ and ‘fractions’ approach to the mechanical energy expenditure problem i-iv. *Journal of biomechanics*, 19(4) :287–315.
- Alexander, R. (1976). Estimates of speeds of dinosaurs. *Nature*, 261 :129–130.
- Alexander, R. (1984). Stride length and speed for adults, children, and fossil hominids. *American Journal of Physical Anthropology*, 63(1) :23–27.
- Alexander, R. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological reviews*, 69(4) :1199–1227.
- Alexander, R. (1992). *The human machine*. Columbia University Press.
- Alexander, R. (2004). Bipedal animals, and their differences from humans. *Journal of anatomy*, 204(5) :321–330.
- Alexander, R. & Jayes, A. (1983). A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *Journal of Zoology*, 201(1) :135–152.
- Amarantini, D. & Martin, L. (2004). A method to combine numerical optimization and emg data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of biomechanics*, 37(9) :1393–1404.
- Andrysek, J., Klejman, S., & Kooy, J. (2013). Forces and moments in knee–ankle–foot orthoses while walking on irregular surfaces : A case series study. *Prosthetics and orthotics international*.

- Arampatzis, A., Brüggemann, G.-P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of biomechanics*, 32(12) :1349–1353.
- Ballaz, L., Raison, M., & Detrembleur, C. (2013). Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 13(2) :236–243.
- Begon, M. & Lacouture, P. (2005). Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. *Movement & Sport Sciences*, (2) :35–60.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of biomechanics*, 22(11) :1217–1227.
- Blum, Y., Lipfert, S. W., & Seyfarth, A. (2009). Effective leg stiffness in running. *Journal of biomechanics*, 42(14) :2400–2405.
- Buckingham, E. (1914). On physically similar systems; illustrations of the use of dimensional equations. *Physical Review*, 4(4) :345–376.
- Bullimore, S. R. & Burn, J. F. (2006). Dynamically similar locomotion in horses. *Journal of experimental biology*, 209(3) :455–465.
- Bullimore, S. R. & Donelan, J. M. (2008). Criteria for dynamic similarity in bouncing gaits. *Journal of theoretical biology*, 250(2) :339–348.
- Cahouët, V., Luc, M., & David, A. (2002). Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. *Journal of Biomechanics*, 35(11) :1507–1513.
- Cavagna, G. & Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 268(2) :467–481.
- Cavagna, G., Legramandi, M., & Peyré-Tartaruga, L. (2008). Old men running : mechanical work and elastic bounce. *Proceedings of the Royal Society B : Biological Sciences*, 275(1633) :411–418.
- Cavagna, G., Saibene, F., & Margaria, R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, 19(2) :249–256.

- Cavagna, G., Willems, P., & Heglund, N. (1998). Walking on mars. *Nature*, 393(6686) :636–636.
- Cavagna, G., Willems, P., & Heglund, N. (2000). The role of gravity in human walking : pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of Physiology*, 528(3) :657–668.
- Cavagna, G. A. (1977). Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and sport sciences reviews*, 5(1) :89–130.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion : two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 233(5) :R243–R261.
- Challis, J. H. & Kerwin, D. G. (1996). Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity. *Journal of sports sciences*, 14(3) :219–231.
- Chèze, L., Fregly, B., & Dimnet, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of biomechanics*, 28(7) :879–884.
- Cimolin, V. & Galli, M. (2014). Summary measures for clinical gait analysis : A literature review. *Gait & posture*, 39(4) :1005–1010.
- Collett, J., Dawes, H., Howells, K., Elsworth, C., Izadi, H., & Sackley, C. (2007). Anomalous centre of mass energy fluctuations during treadmill walking in healthy individuals. *Gait & posture*, 26(3) :400–406.
- Crétual, A. & Fusco, N. (2011). Additional energetic cost due to belt speed variations when walking on a treadmill. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(3) :551–556.
- Dao, T. T., Marin, F., & Ho Ba Tho, M. (2009). Sensitivity of the anthropometrical and geometrical parameters of the bones and muscles on a musculoskeletal model of the lower limbs. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pages 5251–5254. IEEE.
- Davis, B. L. & Cavanagh, P. R. (1993). Decomposition of superimposed ground reaction forces into left and right force profiles. *Journal of biomechanics*, 26(4) :593–597.

- Davis, R. B. & DeLuca, P. A. (1996). Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait & Posture*, 4(3) :224–231.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 29(9) :1223–1230.
- Delattre, N., Lafortune, M. A., & Moretto, P. (2009). Dynamic similarity during human running : About froude and strouhal dimensionless numbers. *Journal of biomechanics*, 42(3) :312–318.
- Delattre, N. & Moretto, P. (2008). A new dimensionless number highlighted from mechanical energy exchange during running. *Journal of biomechanics*, 41(13) :2895–2898.
- Demeny, G. (1904). *Mécanisme et éducation des mouvements*, volume 99. F. Alcan.
- Dempster, W. T. (1955). Space requirements of the seated operator : geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs.
- DeVita, P. & Bates, B. T. (1988). Intraday reliability of ground reaction force data. *Human Movement Science*, 7(1) :73–85.
- Donelan, J. M. & Kram, R. (1997). The effect of reduced gravity on the kinematics of human walking : a test of the dynamic similarity hypothesis for locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 200(24) :3193–3201.
- Donelan, J. M. & Kram, R. (2000). Exploring dynamic similarity in human running using simulated reduced gravity. *Journal of Experimental Biology*, 203(16) :2405–2415.
- Duboy, J., Junqua, A., & Lacouture, P. (1994). *Mécanique humaine : éléments d'une analyse des gestes sportifs en deux dimensions*.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics*, 39(15) :2798–2809.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2007). A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of biomechanics*, 40(10) :2150–2157.

- Farley, C. T. & Ferris, D. P. (1998). 10 biomechanics of walking and running : Center of mass movements to muscle action. *Exercise and sport sciences reviews*, 26(1) :253–286.
- Farley, C. T., Glasheen, J., & McMahon, T. A. (1993). Running springs : speed and animal size. *Journal of experimental Biology*, 185(1) :71–86.
- Farley, C. T. & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of biomechanics*, 29(2) :181–186.
- Farley, C. T., Houdijk, H. H., Van Strien, C., & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 85(3) :1044–1055.
- Farley, C. T. & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of biomechanics*, 32(3) :267–273.
- Ferber, R., McClay Davis, I., & Williams Iii, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4) :350–357.
- Freedman Silvernail, J., Milner, C. E., Thompson, D., Zhang, S., & Zhao, X. (2013). The influence of body mass index and velocity on knee biomechanics during walking. *Gait & posture*, 37(4) :575–579.
- Fusco, N. (2008). *Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique*. PhD thesis, Université Rennes 2.
- Fusco, N. & Crétual, A. (2008). Instantaneous treadmill speed determination using subject's kinematic data. *Gait & posture*, 28(4) :663–667.
- Gatesy, S. & Biewener, A. (1991). Bipedal locomotion : effects of speed, size and limb posture in birds and humans. *Journal of Zoology*, 224(1) :127–147.
- Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proceedings of the Royal Society B : Biological Sciences*, 273(1603) :2861–2867.
- Goldberg, S. R. & Stanhope, S. J. (2013). Sensitivity of joint moments to changes in walking speed and body-weight-support are interdependent and vary across joints. *Journal of biomechanics*, 46(6) :1176–1183.

-
- Goubel, F. & Lensele-Corbeil, G. (2003). *Biomécanique : éléments de mécanique musculaire*. Masson.
- Griffin, T. M., Tolani, N. A., & Kram, R. (1999). Walking in simulated reduced gravity : mechanical energy fluctuations and exchange. *Journal of Applied Physiology*, 86(1) :383–390.
- Günther, M. & Blickhan, R. (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of biomechanics*, 35(11) :1459–1474.
- Hamill, J. & McNiven, S. L. (1990). Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Human Movement Science*, 9(2) :117–131.
- Hayot, C. (2010). *Analyse biomécanique 3D de la marche humaine : comparaison des modèles mécaniques*. PhD thesis, Poitiers.
- Hobara, H., Baum, B. S., Kwon, H.-J., Miller, R. H., Ogata, T., Kim, Y. H., & Shim, J. K. (2013). Amputee locomotion : Spring-like leg behavior and stiffness regulation using running-specific prostheses. *Journal of biomechanics*, 46(14) :2483–2489.
- Hof, A. & Zijlstra, W. (1997). Comment on “normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait”. *Journal of biomechanics*, 30(3) :299.
- Hof, A. L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*, 4(3) :222–223.
- Hollman, J. H., McDade, E. M., & Petersen, R. C. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait & posture*, 34(1) :111–118.
- Hortobágyi, T. & DeVita, P. (2000). Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(2) :117–126.
- Howells, E. B. (2011). Si units, force, mass and acceleration. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 12(9) :415–418.
- Hunter, I. (2003). A new approach to modeling vertical stiffness in heel-toe distance runners. *Journal of sports science & medicine*, 2(4) :139.

- Ishihara, M. & Higuchi, Y. (2014). Kinetic relationships between the hip and ankle joints during gait in children with cerebral palsy : A pilot study. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(5) :737–740.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., & Michener, L. A. (2000). Scapular kinematics : effects of altering the euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics*, 33(9) :1063–1068.
- Kautz, S. A. & Neptune, R. R. (2002). Biomechanical determinants of pedaling energetics : internal and external work are not independent. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30(4) :159–165.
- Kerrigan, D. C., Lee, L. W., Nieto, T. J., Markman, J. D., Collins, J. J., & Riley, P. O. (2000). Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(6) :730–735.
- Kim, S. & Park, S. (2011). Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy. *Journal of biomechanics*, 44(7) :1253–1258.
- Kram, R., Domingo, A., & Ferris, D. P. (1997). Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 200(4) :821–826.
- Kram, R., Griffin, T. M., Donelan, J. M., & Chang, Y. H. (1998). Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of Applied Physiology*, 85(2) :764–769.
- Kram, R. & Powell, A. (1989). A treadmill-mounted force platform. *Journal of Applied Physiology*, 67(4) :1692–1698.
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., & van den Bogert, A. J. (2012). Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics : implications for injury prevention. *Journal of biomechanics*, 45(4) :666–671.
- Laffaye, G. (2003). *La régulation de la raideur au cours du saut*. PhD thesis, Paris 11, Orsay.
- Lai, P. P., Leung, A. K., Li, A. N., & Zhang, M. (2008). Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clinical biomechanics*, 23 :S2–S6.

-
- Latash, M. L. & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness : Myth or reality? *Human movement science*, 12(6) :653–692.
- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U. D., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 3. soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture*, 21(2) :212–225.
- Leboeuf, F. & Lacouture, P. (2008). Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif. *Movement & Sport Sciences*, (1) :37–52.
- Lee, C. R. & Farley, C. T. (1998). Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 201(21) :2935–2944.
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & posture*, 17(2) :106–112.
- Lipfert, S. W., Günther, M., Renjewski, D., Grimmer, S., & Seyfarth, A. (2012). A model-experiment comparison of system dynamics for human walking and running. *Journal of theoretical biology*, 292 :11–17.
- Lu, T.-W. & O'connor, J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of biomechanics*, 32(2) :129–134.
- Lythgo, N., Wilson, C., & Galea, M. (2011). Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults. ii : Walking at slow, free and fast speed. *Gait & posture*, 33(1) :29–35.
- Mansour, K. B. (2009). *Contribution à la caractérisation mécanique des critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m*. PhD thesis, Université de Poitiers.
- Marey, E.-J. (1894). *Le mouvement*. Masson.
- Margaria, R. & Cavagna, G. (1964). Human locomotion in subgravity. *Aerospace medicine*, 35 :1140–1146.

- Massaad, A., Assi, A., Skalli, W., & Ghanem, I. (2014). Repeatability and validation of gait deviation index in children : Typically developing and cerebral palsy. *Gait & posture*, 39(1) :354–358.
- McMahon, T. A. (1975). Using body size to understand the structural design of animals : quadrupedal locomotion. *Journal of Applied Physiology*, 39(4) :619–627.
- McMahon, T. A. & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running : how does stiffness couple with speed ? *Journal of Biomechanics*, 23 :65–78.
- McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, 62(6) :2326–2337.
- Minetti, A., Ardigo, L., & Saibene, F. (1993). Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *The Journal of physiology*, 472(1) :725–735.
- Minetti, A., Saibene, F., Ardigo, L., Atchou, G., Schena, F., & Ferretti, G. (1994). Pygmy locomotion. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 68(4) :285–290.
- Minetti, A. E. (2001). Biomechanics : Walking on other planets. *Nature*, 409(6819) :467–469.
- Mochon, S. & McMahon, T. A. (1980). Ballistic walking. *Journal of biomechanics*, 13(1) :49–57.
- Monnet, T., Begon, M., Vallée, C., Lacouture, P., et al. (2010). Improvement of the input data in biomechanics : kinematic and body segment inertial parameters. *Biomechanics : Principles, Trends and Applications*.
- Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallée, C., & Lacouture, P. (2007). Comparison of the score and ha methods for locating< i> in vivo</i> the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics*, 40(15) :3487–3492.
- Moretto, P., Bisiaux, M., & Lafortune, M. (2007). Froude number fractions to increase walking pattern dynamic similarities : application to plantar pressure study in healthy subjects. *Gait & posture*, 25(1) :40–48.

- Morin, J.-B., Samozino, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Med Sci Sports Exerc*, 43(5) :829–836.
- Müller, R. & Blickhan, R. (2010). Running on uneven ground : Leg adjustments to altered ground level. *Human movement science*, 29(4) :578–589.
- Müller, R., Grimmer, S., & Blickhan, R. (2010). Running on uneven ground : leg adjustments by muscle pre-activation control. *Human movement science*, 29(2) :299–310.
- Müller, R., Tschiesche, K., & Blickhan, R. (2014). Kinetic and kinematic adjustments during perturbed walking across visible and camouflaged drops in ground level. *Journal of biomechanics*.
- Nilsson, J. & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2) :217–227.
- Öberg, T., Karsznia, A., & Öberg, K. (1993). Basic gait parameters : reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of rehabilitation research and development*, 30 :210–210.
- O'Brien, J., Bodenheimer, R., Brostow, G., & Hodgins, J. (1999). Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data.
- Pandy, M. G. (2003). Simple and complex models for studying muscle function in walking. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B : Biological Sciences*, 358(1437) :1501–1509.
- Pearsall, D. & Costigan, P. (1999). The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait & posture*, 9(3) :173–183.
- Phadke, V., Braman, J. P., LaPrade, R. F., & Ludewig, P. M. (2011). Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of biomechanics*, 44(4) :700–705.
- Pierrynowski, M. R. & Galea, V. (2001). Enhancing the ability of gait analyses to differentiate between groups : scaling gait data to body size. *Gait & posture*, 13(3) :193–201.

- Potdevin, F., Gillet, C., Barbier, F., Coello, Y., & Moretto, P. (2008). Propulsion and braking in the study of asymmetry in able-bodied men's gaits 1, 2. *Perceptual and motor skills*, 107(3) :849–861.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., & Favier, D. (2006). Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of Biomechanics*, 39(8) :1531–1536.
- Rapoport, S., Mizrahi, J., Kimmel, E., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2003). Constant and variable stiffness and damping of the leg joints in human hopping. *Journal of biomechanical engineering*, 125(4) :507–514.
- Ren, L., Jones, R. K., & Howard, D. (2008). Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. *Journal of Biomechanics*, 41(12) :2750–2759.
- Riemer, R. & Hsiao-Wecksler, E. T. (2008). Improving joint torque calculations : Optimization-based inverse dynamics to reduce the effect of motion errors. *Journal of biomechanics*, 41(7) :1503–1509.
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U. D., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6) :1093.
- Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & posture*, 26(1) :17–24.
- Robertson, G. & Winter, D. (1980). Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of Biomechanics*, 13(10) :845–854.
- Roerdink, M., Coolen, B., Clairbois, B., Lamoth, C. J., & Beek, P. J. (2008). Online gait event detection using a large force platform embedded in a treadmill. *Journal of biomechanics*, 41(12) :2628–2632.
- Roosen, A., Pain, M. T., Thouzé, A., Monnet, T., & Begon, M. (2013). Segment-embedded frame definition affects the hip joint centre precision during walking. *Medical engineering & physics*, 35(8) :1228–1234.

- Rummel, J., Blum, Y., Maus, H. M., Rode, C., & Seyfarth, A. (2010). Stable and robust walking with compliant legs. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pages 5250–5255. IEEE.
- Saibene, F. & Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European journal of applied physiology*, 88(4-5) :297–316.
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Dorn, T. W., Brown, N., Rosemond, D., & Pandy, M. G. (2011). Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Med Sci Sports Exerc*, 43(7) :1260–1271.
- Schmitt, S. & Günther, M. (2011). Human leg impact : energy dissipation of wobbling masses. *Archive of Applied Mechanics*, 81(7) :887–897.
- Senden, R., Grimm, B., Heyligers, I., Savelberg, H., & Meijer, K. (2009). Acceleration-based gait test for healthy subjects : reliability and reference data. *Gait & posture*, 30(2) :192–196.
- Šenk, M. & Cheze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical biomechanics*, 21 :S3–S8.
- Seyfarth, A., Friedrichs, A., Wank, V., & Blickhan, R. (1999). Dynamics of the long jump. *Journal of biomechanics*, 32(12) :1259–1267.
- Silva, M. & Ambrósio, J. A. (2004). Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait & posture*, 19(1) :35–49.
- Srinivasan, M. & Holmes, P. (2008). How well can spring-mass-like telescoping leg models fit multi-pedal sagittal-plane locomotion data? *Journal of theoretical biology*, 255(1) :1–7.
- Stansfield, B., Hillman, S., Hazlewood, M., Lawson, A., Mann, A., Loudon, I., & Robb, J. (2003). Normalisation of gait data in children. *Gait & Posture*, 17(1) :81–87.
- Stansfield, B., Hillman, S., Hazlewood, M., & Robb, J. (2006). Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds. *Gait & posture*, 23(3) :288–294.

- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait & Posture*, 6(2) :163–170.
- Vanicek, N., Strike, S. C., McNaughton, L., & Polman, R. (2010). Lower limb kinematic and kinetic differences between transtibial amputee fallers and non-fallers. *Prosthetics and orthotics international*, 34(4) :399–410.
- Vaughan, C. L. (2003). Theories of bipedal walking : an odyssey. *Journal of biomechanics*, 36(4) :513–523.
- Vaughan, C. L. & Blaszczyk, M. B. (2008). Dynamic similarity predicts gait parameters for homo floresiensis and the laetoli hominins. *American Journal of Human Biology*, 20(3) :312–316.
- Verkerke, G., Hof, A., Zijlstra, W., Ament, W., & Rakhorst, G. (2005). Determining the centre of pressure during walking and running using an instrumented treadmill. *Journal of biomechanics*, 38(9) :1881–1885.
- Villeger, D., Costes, A., Watier, B., & Moretto, P. (2014). An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platform.
- Villeger, D., Delattre, N., Watier, B., & Moretto, P. (2012). Froude and strouhal dimensionless numbers to study human gait : an experimental approach. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(sup1) :189–190.
- Wannop, J. W., Worobets, J. T., & Stefanyshyn, D. J. (2012). Normalization of ground reaction forces, joint moments, and free moments in human locomotion. *Journal of applied biomechanics*, 28(6).
- Wearing, S. C., Urry, S. R., & Smeathers, J. E. (2000). The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait. *Clinical biomechanics*, 15(8) :583–591.
- Willems, P., Cavagna, G., & Heglund, N. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *The Journal of experimental biology*, 198(2) :379–393.
- Winter, D. A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait : variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3(1) :51–76.

- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical therapy*, 70(6) :340–347.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., 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, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., et al. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5) :981–992.
- Zarrugh, M., Todd, F., & Ralston, H. (1974). Optimization of energy expenditure during level walking. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 33(4) :293–306.
- Zatsiorsky, V. & Seluyanov, V. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics viii-b*, 56(2) :1152–1159.
- Zatsiorsky, V. M. (1998). Can total work be computed as a sum of the ‘external’ and ‘internal’ work? *Journal of biomechanics*, 31(2) :191–192.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). Kinetics of human motion.
- Zelik, K. E. & Kuo, A. D. (2010). Human walking isn’t all hard work : evidence of soft tissue contributions to energy dissipation and return. *The Journal of experimental biology*, 213(24) :4257–4264.
- Zijlstra, A., de Bruin, E. D., Bruins, N., & Zijlstra, W. (2008). The step length–frequency relationship in physically active community-dwelling older women. *European journal of applied physiology*, 104(3) :427–434.