



HAL
open science

Analyse, modélisation et simulation de l'impulsion au sol dans les activités physiques.

Carole Durocher

► **To cite this version:**

Carole Durocher. Analyse, modélisation et simulation de l'impulsion au sol dans les activités physiques.. domain_other. Université Rennes 2, 2005. Français. NNT: . tel-00199311

HAL Id: tel-00199311

<https://theses.hal.science/tel-00199311>

Submitted on 18 Dec 2007

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

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

UNIVERSITE DE RENNES II

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

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

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE RENNES II

Discipline : SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET
SPORTIVES

présentée et soutenue publiquement

par

Carole DUROCHER

Le 6 septembre 2005.

Analyse, modélisation et simulation de l'impulsion au sol dans les activités physiques.

Directeurs de thèse :

Mr. Paul Delamarche (PU) Université de Rennes II

Mr. Franck Multon (MCU) Université de Rennes II

Jury :

Mr. Eric Berton (Chargé de Recherche)	USR-2167, Marseille,	Rapporteur
Mr. François-Xavier Lepoutre (PU)	Université de Valenciennes,	Rapporteur
Mr. Simon Bouisset (Professeur émérite)	Université de Paris Sud,	Examinateur

Remerciements

A monsieur Paul Delamarche,

Je vous remercie de m'avoir accueillie dans ce laboratoire où j'ai eu plaisir à venir chaque matin. Pour tous les conseils prodigués pendant ces années et particulièrement lors de ces derniers mois, veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance.

A monsieur Franck Multon,

Il est difficile de te témoigner ici, de toute la gratitude et de toute l'estime que je te porte. Tout simplement, merci de m'avoir soutenue pendant ces années.

Aux membres du jury,

Monsieur Bouisset, je vous remercie d'avoir accepté de juger ce travail et de présider ce jury. Messieurs Berton et Le poutre, je vous suis redevable de rapporter ce travail.

Aux membres du laboratoire,

Je suis honorée d'avoir partagé un moment de vos vies à tous, merci pour ces moments de bonheur. De manière particulière, je remercie l'équipe de biomécanique, Richard, Armel, Benoît, Guillaume, Nico, Laurent, Nicolas et Anne-Hélène pour m'avoir soutenue moralement et pour tous les fous rires partagés.

Aux différentes personnes qui ont pris part à ce travail,

Je profite de l'occasion qui m'est donnée pour remercier ici différents interlocuteurs qui m'ont aidé à réfléchir sur cette thèse : André Monin du LAAS, Georges Dumont de l'ENS Cachan, Sylvie Gibet et Nicolas Courty du laboratoire Valoria de Vannes.

A mes amis,

Merci d'avoir supporté que je vous casse les pieds régulièrement avec mes programmes informatiques qui ne fonctionnent pas toujours.

Pour tous ceux qui connaissent les difficultés d'un travail de thèse : Blandine, Nathalie, Stéphane, Jean-Didier, Alex, Adrien et Franck, j'imagine si ce n'est déjà fait que ce sera bientôt votre tour. Un remerciement tout spécial à Blandine pour les différentes relectures de mes productions en anglais.

Pour tous les autres, qui n'ont pas toujours compris ce que je pouvais faire mais qui ont supporté mes joies et mes peines lors de ces années...

A ma famille,

Bien évidemment merci à mes parents et à mes sœurs pour leur soutien quotidien. Je n'ai pas toujours parlé de ce qui me tracassait au jour le jour mais j'ai toujours su que je pouvais compter sur vous. Voici ici une occasion rare qui m'est donnée pour vous remercier publiquement.

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

Sommaire

Remerciements.....	1
Sommaire.....	3
Table des figures.....	5
Liste des tableaux.....	8
Introduction.....	10
Revue de la littérature.....	12
I. Définition de l'impulsion.....	13
II. L'étude des impulsions.....	14
III. La dynamique inverse.....	22
1. Modélisation du corps.....	22
2. Principe.....	23
Méthode « Top-down » de la dynamique inverse.....	26
Méthode « bottum-up » de la dynamique inverse.....	26
3. Acquisition de mouvements.....	26
4. Tables anthropométriques.....	28
Détermination des paramètres segmentaires à partir de données cadavériques :	28
Détermination des paramètres segmentaires par mesure sur des sujets vivants (techniques de tomographie et imagerie médicale) :	31
Détermination des paramètres segmentaires par l'utilisation de modèles géométriques :	35
Evaluation du choix de la table anthropométrique sur les mesures :	37
5. Techniques d'optimisation.....	40
Méthode d'optimisation locale.....	41
Méthode d'optimisation globale.....	43
6. Optimisation des données anthropométriques.....	44
7. Calculs des centres articulaires.....	47
8. Dérivation.....	52
IV. Les études de l'impulsion par dynamique inverse.....	53
V. Bilan :.....	57
Synthèse et Objectifs.....	58
Etude 1 : Individualisation des paramètres segmentaires.....	60

I.	Matériel et méthodes.....	61
1.	Sujets.....	61
2.	Matériel.....	62
	Système d’acquisition de mouvements.....	62
	Plate-forme de forces.....	64
3.	Méthodes.....	65
	Calcul des centres articulaires.....	65
	Calcul de la position du centre de masse.....	72
	Optimisation des paramètres segmentaires.....	72
II.	Résultats.....	75
1.	l’optimisation des masses en phase de vol.....	75
2.	Application à la phase de contact.....	77
3.	Optimisation des masses et des localisations des centres de masse locaux....	80
4.	Application à la phase de contact.....	84
III.	Discussion.....	86
	Etude 2 : Caractérisation et modélisation des impulsions.....	90
I.	Matériel et méthodes.....	92
1.	Sujet et matériel.....	92
2.	Processus de calculs.....	94
II.	Résultats.....	99
III.	Discussion.....	105
	Etude 3 : Simulation de nouvelles impulsions en préservant une forme caractéristique.....	108
I.	Méthodes.....	110
1.	Processus global.....	110
2.	Optimisation pour déterminer de nouvelles contraintes.....	112
II.	Résultats.....	115
III.	Discussion.....	119
	Discussion générale.....	121
	Conclusion et perspectives.....	125
	Références Bibliographiques.....	128

Table des figures

Figure 1 : schématisation de la composante verticale de la force de réaction du sol lors d'un saut vertical.	14
Figure 2 : représentation de la force de réaction du sol en fonction de temps et symbolisation de la durée de l'impulsion.....	15
Figure 3 : représentation de la force de réaction du sol en fonction du temps et symbolisation du pic de force.	17
Figure 4 :représentation de la force de réaction du sol en fonction du temps et symbolisation de l'instant où intervient le pic de force.....	19
Figure 5 : composante verticale de la force de réaction du sol, mesurée lors de la course et lors d'un saut en longueur, d'après Vaughan et coll. (1982).	20
Figure 6 : Modèle à 16 segments de Winter D.A. (1990).....	22
Figure 7 : schématisation des étapes nécessaires à la dynamique inverse.....	25
Figure 8 : Repères anatomiques externes et segmentation du corps de Dempster (1955), (modifié d'après une figure de Zastiorsky et coll. (1990))......	30
Figure 9 : Repères anatomiques et segmentation du corps selon Zatsiorsky et coll. (1990)......	33
Figure 10 : exemple de minima global et local.....	40
Figure 11 : schémas de la méthode d'optimisation de la descente de gradient.....	41
Figure 12 : schémas de la contraction du simplexe au cours de trois itérations, d'après Bierlaire (2004)......	43
Figure 13 : résultats de force de réaction du sol obtenus par Vaughan et coll. (1982) lors de la course. Le trait plein correspond à l'enregistrement de la plate-forme de forces alors que la courbe en pointillés et celle en alternance de points et de traits représentent respectivement la force obtenue par la cinématique avec ou sans l'optimisation.	46
Figure 14 : illustration de la méthode de Bush et Gutowski, pour déterminer le centre articulaire de la hanche. (D'après Bush et Gutowski, 2003).	49
Figure 15 : illustration de la technique des sphères pour déterminer le centre articulaire du genou (D'après Ménardais, 2003).	51
Figure 16 : exemple de courbe et de sa dérivée au point d'abscisse t_i	52
Figure 17: kinénogramme (vue latérale) du saut groupé.	62
Figure 18 : kinénogramme (vue latérale) d'un saut libre.	62

Figure 19 : caméra du système Vicon 370 (Oxford Metrics®).	63
Figure 20 : placement des marqueurs au niveau des repères anatomiques du corps du sujet.	64
Figure 21 : schéma du procédé permettant de déterminer le centre articulaire de la cheville.	66
Figure 22 : schéma du procédé permettant de déterminer le centre articulaire du genou.	67
Figure 23 : schémas du procédé permettant de déterminer le centre articulaire de la hanche.	68
Figure 24 : schémas du procédé permettant de retrouver le centre articulaire de l'épaule.	70
Figure 25 : schéma du procédé permettant de déterminer le centre articulaire du coude.	71
Figure 26: schématisation de l'optimisation MDS qui s'étend dans toutes les directions au fur et à mesure des itérations, d'après Torczon (1989).	74
Figure 27 : comparaison de l'accélération du centre de masse mesurée et obtenue par dynamique inverse, avec ou sans l'optimisation des masses.	78
Figure 28 : composantes de la résultante des forces externes pour un des essais du sujet 4 mesurées par la plate-forme de forces et obtenues par dynamique inverse avec et sans l'optimisation des paramètres segmentaires.	84
Figure 29 : Exemple de courbes de la composante verticale de la résultante des forces externes lors de différents mouvements.	91
Figure 30 : kinénogramme d'un CMJ.	93
Figure 31 : kinénogramme d'une attaque au volley-ball.	93
Figure 32 : kinénogramme d'un contre au volley-ball.	93
Figure 33 : courbe d'impulsion et ses points de contrôle au niveau 1.	95
Figure 34 : exemple de courbe de la résultante des forces externes (composante verticale) et la spline qui la modélise.	96
Figure 35 : différence au cours du temps entre la courbe originale et la spline qui la modélise ($g_1(x)$).	97
Figure 36 : exemple de courbe de la composante verticale de la résultante des forces externes et ces points de contrôle du niveau 1 et du niveau 2.	98
Figure 37 : principe du processus hiérarchique multi-résolution de la décomposition d'une courbe.	99

Figure 38 : valeur moyenne du pic maximal de la résultante des forces externes ($\overline{F_{\max}}$) lors des différents types de mouvements.	101
Figure 39 : exemples de la composante verticale de la résultante des forces externes lors d'un CMJ, choisis car atteignant le F_{\max} le plus grand, le plus faible et une valeur moyenne ; points de contrôle de premier niveau sur la courbe moyenne. .	103
Figure 40 : exemples de la composante verticale de la résultante des forces externes lors d'une attaque au volley-ball, choisis car atteignant le F_{\max} le plus grand, le plus faible et une valeur moyenne ; points de contrôle de premier niveau sur la courbe moyenne.	103
Figure 41: exemples de la composante verticale de la résultante des forces externes lors d'un contre au volley-ball, choisis car atteignant le F_{\max} le plus grand, le plus faible et une valeur moyenne ; points de contrôle de premier niveau sur la courbe moyenne.	104
Figure 42 : schéma du processus entier en vue d'adapter la trajectoire du centre de masse à de nouvelles contraintes.	111
Figure 43 : accélération du centre de masse lors de l'essai originale (A), lors de l'essai à atteindre et celle optimisée.	116
Figure 44 : vitesse verticale du centre de masse lors de l'essai capturé (courbe originelle), lors de l'essai à atteindre (courbe à atteindre) et obtenue par l' optimisation.	117
Figure 45 : trajectoire du centre de masse pendant l'impulsion mesurée pour l'essai original et l'essai à atteindre et obtenue par optimisation.	118
Figure 46 : accélération du centre de masse lors d'un essai capturé et issue de l'optimisation, augmentée artificiellement 1,5 fois.	119

Liste des tableaux

Tableau 1 : valeurs du pic de force de réaction du sol dans plusieurs activités sportives, d'après les résultats obtenus par Baumann (1980).	18
Tableau 2 : précision de mesures selon les différents systèmes optoélectroniques : distance entre deux marqueurs séparés de 9cm sur un disque en rotation, d'après Richards (Richards 1999).	28
Tableau 3 : masses segmentaires relatives des différents segments du corps humain obtenues par Dempster (1955) et Zatsiorsky et coll. (1983, 1990).....	34
Tableau 4 : caractéristiques des sujets participant à l'Etude 1.....	61
Tableau 5 : erreur RMS entre l'accélération du centre de masse et -9.81m.s^{-2} en optimisant ou non les masses.....	76
Tableau 6 : masses (moyennes \pm écarts types en %) pour chacun des segments de chaque individu, obtenues par optimisation lors de la phase aérienne des sauts....	76
Tableau 7 : valeurs moyennes par sujet des pics maximaux d'accélération verticales (en m.s^{-2}), avec entre parenthèse la différence moyenne entre le pic d'accélération mesuré et le pic d'accélération calculé avec ou sans optimisation des masses.	79
Tableau 8 : coefficients de corrélation moyens par sujet calculés entre la courbe d'accélération obtenue à partir de la plate-forme de forces et celles obtenues par dynamique inverse en utilisant ou non de l'optimisation des masses.	80
Tableau 9 : pourcentage du gain dans l'éloignement de la courbe d'accélération du centre de masse issue de la capture de mouvement et la gravité lors de la phase de vol, erreur RMS résultante lors de l'utilisation ou non de l'optimisation des masses segmentaires et la localisation des centres de masse locaux.	82
Tableau 10 : masses segmentaires moyennes (\pm écarts types, en %) résultants de l'optimisation des masses et des localisations des centres de masse locaux.....	83
Tableau 11 : positions moyennes (\pm écarts types) des centres de masse locaux relatives aux points proximaux.....	83
Tableau 12 : valeurs moyennes par sujet du pic maximal d'accélération verticale obtenues par la plate-forme de forces et par la dynamique inverse avec et sans l'optimisation des paramètres segmentaires.....	85
Tableau 13 : coefficients de corrélation moyens entre la courbe d'accélération verticale obtenue à partir de la plate-forme de forces et celles obtenues par dynamique inverse avec et sans l'optimisation des paramètres segmentaires.	86

Tableau 14: caractéristiques des sujets participant à l'étude 2 :.....	92
Tableau 15 : durées moyennes pour chaque sujet (\pm écarts types) de l'impulsion lors d'un CMJ, d'une attaque et d'un contre au volley-ball.	100
Tableau 16 : pourcentage moyen d'intervention du pic maximal pour chaque sujet lors des différents types de mouvements (t_{\max}).	102
Tableau 17 : nombre de points de contrôle obtenus par un niveau 1 de traitement lors de tous les essais réalisés par les sujets lors des trois types de mouvements.	105

Introduction

L'impulsion est une phase prépondérante dans plusieurs activités physiques. De nombreux travaux se sont intéressés à l'analyse de cette phase qui précède généralement un mouvement aérien et en influence directement la performance. L'impulsion peut se mesurer aisément grâce à une plate-forme de forces dans de nombreuses activités. Cependant l'utilisation d'un tel outil n'est pas toujours possible dans le cas d'activités sur des sols spécifiques comme dans les activités acrobatiques. Par ailleurs, dans ce type d'activités les traumatismes sont fréquents, comme par exemple les ruptures du tendon d'Achille. Or, on ne sait pas si ces traumatismes sont liés à une valeur importante du pic de force de réaction du sol ou à des valeurs de force élevées maintenues sur une longue durée. Ceci nous amène naturellement à nous interroger sur les paramètres qui caractérisent l'impulsion et qui pourraient expliquer ces traumatismes et la performance. En effet, l'impulsion est généralement caractérisée par la valeur du pic maximal de force, la durée de la phase de contact, l'instant où intervient ce pic de force et la valeur de l'aire d'impulsion.

Cependant, ces paramètres semblent insuffisant pour juger du lien entre la performance et l'impulsion car ils ne tiennent pas compte de l'évolution de la force de réaction du sol au cours du temps. Ils ne permettent donc pas de mettre à jour la pertinence de différentes techniques utilisées pour réaliser une performance. L'avancée des technologies donne de nouveaux moyens pour déterminer ces liens entre performance et impulsion. En particulier, les méthodes numériques d'optimisation et de simulation doivent permettre de déterminer plus précisément les fondamentaux d'une activité sportive et de suivre ainsi les progrès réalisés par les athlètes. En effet, ces techniques peuvent également servir pour devenir un outil prospectif à destination des entraîneurs afin de simuler l'impact de nouvelles techniques sur la performance.

Revue de la littérature

L'impulsion est un terme générique du mouvement sportif qui représente le ou les derniers appuis qui précèdent une phase aérienne. C'est donc une phase privilégiée dans de nombreux mouvements sportifs. Or la phase aérienne implique une trajectoire parabolique du centre de gravité fortement liée à la position et à la vitesse initiales du centre de masse. Cette phase aérienne est, en conséquence, influencée directement par la phase d'impulsion (Allard et coll., 2000 ; Brüggemann, 1994b). Or, selon la discipline sportive, nous sommes en droit de penser que l'impulsion prend des formes différentes par la nature de l'appui (un pied ou deux pieds, une main...) mais également selon la nature de la performance à effectuer (saut en hauteur, saut en longueur, réalisation d'une figure aérienne...). Afin de caractériser au mieux les impulsions, on distingue souvent deux sous-phases : une première phase dite d'amortissement et une phase dite de poussée.

I. Définition de l'impulsion

Le terme d'impulsion est un terme mécanique, introduit au début du siècle dans le domaine sportif grâce à Marey et Demeny. A l'origine, ces auteurs (Marey, 1894 ; d'après Beltran et coll., 1989) définissent ce terme «*comme la variation de la force de réaction au sol recueillie au cours du temps lors d'un saut en longueur ou un saut en hauteur*». L'impulsion se définit à présent, dans toutes les disciplines sportives, comme l'évolution de la résultante des forces externes au cours du temps soit :

$$\text{Aire d'Impulsion} = \int_{t_0}^{t_0 + \Delta t} \sum \bar{F}_{ext} . dt$$

Équation 1 : calcul de l'aire d'impulsion

où F_{ext} représente la résultante des forces externes et Δt l'intervalle de temps pendant lequel elles sont considérées.

Graphiquement, l'impulsion représente l'aire sous la courbe de force tracée en fonction du temps (Figure 1). L'impulsion est donc dépendante des forces agissant sur le système considéré. Dans le domaine sportif, cette phase est de très courte durée, comme le soulignent Allard et coll. (2000). Différents outils permettent d'évaluer les forces lors de la phase d'impulsion, soit en effectuant un enregistrement direct grâce à

une plate-forme de forces, soit en évaluant ces forces de manière indirecte grâce à la dynamique inverse et à la cinématique des segments corporels.

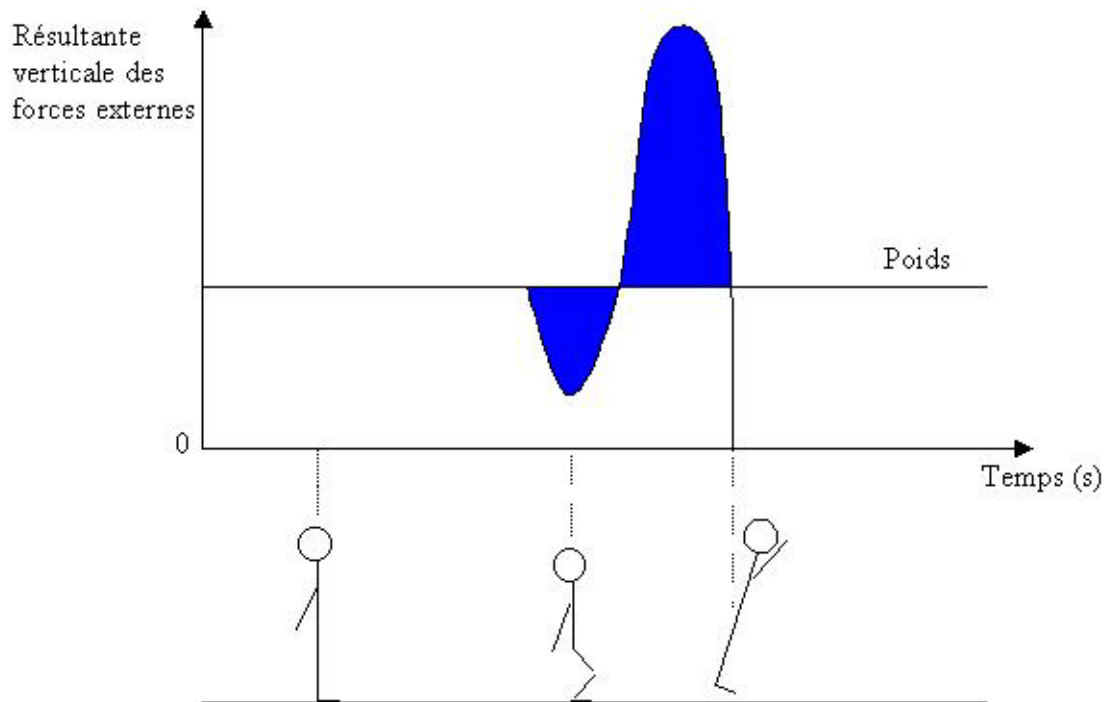


Figure 1 : schématisation de la composante verticale de la force de réaction du sol lors d'un saut vertical.

II. L'étude des impulsions

Si l'impulsion apparaît comme un paramètre déterminant de la performance motrice, peu d'études cherchent à relier l'impulsion à cette performance. Par ailleurs, peu d'études comparent les impulsions de différents sujets pour percevoir les spécificités individuelles. Pour faciliter la comparaison des impulsions par des critères objectifs, les études qui s'intéressent à l'impulsion cherchent donc à chiffrer la force de réaction du sol. Cette mesure permet alors de comparer :

- les valeurs entre différents sujets,
- les valeurs entre différents instants de la vie d'un sujet,
- les différences dans des disciplines sportives différentes.

De manière générale, une première lecture de la littérature permet de déterminer les paramètres classiques qui appuient cette comparaison et cette caractérisation de l'impulsion :

- la durée d'impulsion,
- la valeur du pic de force
- l'instant auquel intervient ce pic de force.

La durée de l'impulsion (Figure 2) :

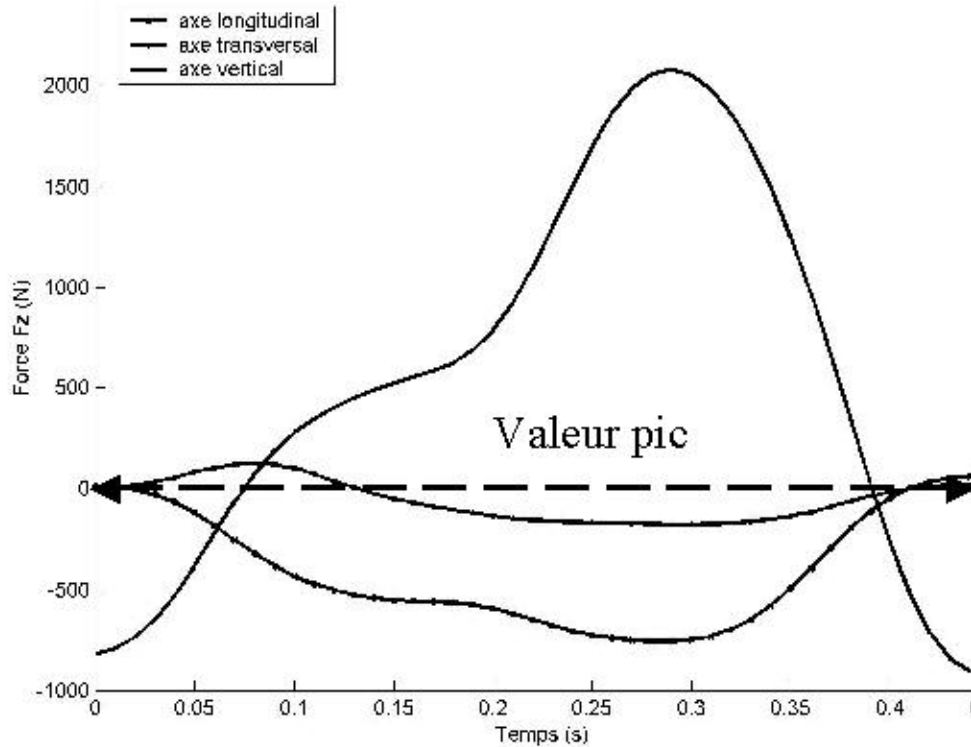


Figure 2 : représentation de la force de réaction du sol en fonction de temps et symbolisation de la durée de l'impulsion

Carpentier et Duchateau (1990) ont comparé les impulsions de sauteurs en longueur à partir de contre-hauts différents (-6 cm, 0 cm, +6cm, 12 cm, et 18 cm). Ils effectuent cette comparaison chez 12 athlètes masculins âgés de 17 à 34 ans et dont les performances varient de 5.85m à 7.72m. Les sujets réalisent trois essais à chaque hauteur. Leur vitesse à chaque essai est mesurée par deux cellules photoélectriques. De manière à mieux caractériser l'impulsion, deux planches de contact permettent de mesurer la durée de cette impulsion (système optojump). Carpentier et Duchateau (1990) effectuent cette comparaison grâce à une plate-forme de forces. Les impulsions d'un même sauteur lors de conditions différentes de hauteur de la planche d'appel sont ainsi comparées. Les durées d'impulsion sont de l'ordre de 143 à 171 ms. Toutefois, nous pouvons noter que ce paramètre ne diffère pas en fonction des différentes hauteurs proposées.

Brüggemann et coll. (1994a) mesurent également la durée de l'impulsion lors de la réalisation d'un salto arrière après un flic-flac. Ils mesurent cette durée à 125 ms. Si la durée obtenue est plus faible que les mesures réalisées par Carpentier et Duchateau (1990), les protocoles et conditions d'expérimentation ne sont pas identiques. Il est alors délicat de conclure sur les différences de durée d'impulsion pour ces deux disciplines. Hwang et coll. (1990) mesurent la durée de l'impulsion de différents saltos arrières enregistrés par deux caméras lors de la finale au sol des jeux olympiques de Séoul. Ils comparent les durées d'impulsions obtenues pour trois positions différentes. Elles ne sont pas significativement différentes et sont égales à 0.145 ± 0.006 s pour le double salto arrière tendu, de 0.147 ± 0.012 s pour le double salto arrière vrillé et de 0.157 ± 0.017 s pour le double salto arrière carpé. Les valeurs de durée d'impulsion obtenues par Hwang et coll. (1990) sont logiquement dans le même ordre d'idée que celles obtenues par Brüggemann (1983), malgré un nombre de rotations différent. Ce paramètre de durée d'impulsion est ainsi souvent utilisé car il est très facilement quantifiable, toutefois l'impulsion ne peut pas se résumer uniquement à la durée du contact au sol.

La valeur du premier pic de force de réaction du sol (Figure 3).

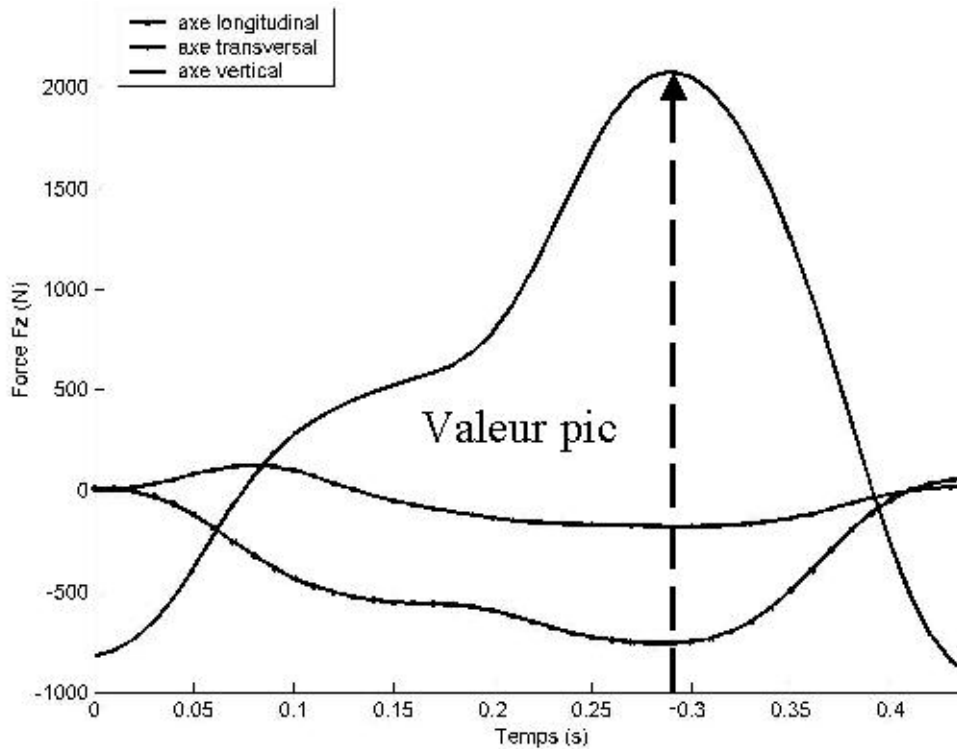


Figure 3 : représentation de la force de réaction du sol en fonction du temps et symbolisation du pic de force.

La courbe de force de réaction du sol en fonction du temps présente un ou plusieurs extrema ou pics. Ricard et Veatch (1994) utilisent ainsi une plate-forme de forces en se focalisant sur ces pics, en vue d'analyser et de comparer les impulsions de deux disciplines sportives différentes : la course à pied et le sautillé en danse aérobic. Ils constatent qu'il est possible de différencier ces deux disciplines puisque ce paramètre fait apparaître des différences significatives. Le premier pic de force de réaction du sol résultant d'un sautillé lors de danse aérobic (1.96 à 2.62 fois le poids du corps ce qui représente de 1346 N à 1799 N pour une personne de 70 kg) est plus important que le premier pic de force de réaction du sol lors de la course (1.30 à 2.01 fois le poids du corps où 893 N à 1380 N pour une personne de 70 kg).

Brüggemann (1983) obtient des valeurs du premier pic de force de réaction du sol égales à 6800 N verticalement et 2100 N horizontalement, lors de la mesure de l'impulsion d'un salto après un flic-flac. En 1994 (Brüggemann, 1994b), il rapporte une étude de Kassat (1974) qui a mesuré la valeur de l'impulsion pour un appui manuel, lors du saut de main au sol. Le pic de force de réaction du sol est égal à trois fois le poids du sujet selon l'axe vertical et 1 fois le poids du sujet selon l'axe horizontal. Ces

impulsions ont donc des valeurs variables *a priori*, cependant il faut à nouveau prendre en compte les conditions différentes dans lesquelles sont effectuées ces mesures.

Baumann (1980) présente les valeurs des pics de force de réaction du sol pour différentes activités (Tableau 1).

Tableau 1 : valeurs du pic de force de réaction du sol dans plusieurs activités sportives, d'après les résultats obtenus par Baumann (1980).

Activité	Forces maximales de réaction (en Newtons)		
	Verticale	Longitudinale	Transversale
Marche	700-1000	100-200	20-50
Sprint	2000-3000	400-700	200-300
Saut en hauteur	3000-6000	2500-4000	
Saut en longueur	5500-7000	2500-3000	

Il existe donc des grandes différences dans les valeurs du pic de force selon les disciplines sportives, au vue des résultats obtenus par Baumann. De plus, l'étude de Junqua et Cochard (1986) montre qu'il existe de grandes variations dans la valeur du pic de force, en fonction de la nature du sol sur lequel évolue l'athlète.

L'instant où le pic de force intervient.

Certains auteurs ont essayé de comparer ces courbes de manière plus détaillée. Cavanagh et Lafortune (1980) comparent 17 sujets garçons et filles classés en deux groupes : un groupe de coureurs expérimentés et un groupe de coureurs occasionnels.

Ils étudient d'abord la valeur pic de la composante verticale de la force de réaction du sol. Ces auteurs repèrent ensuite l'instant où intervient ce pic de force en effectuant une normalisation par rapport à la durée du contact (Figure 4).

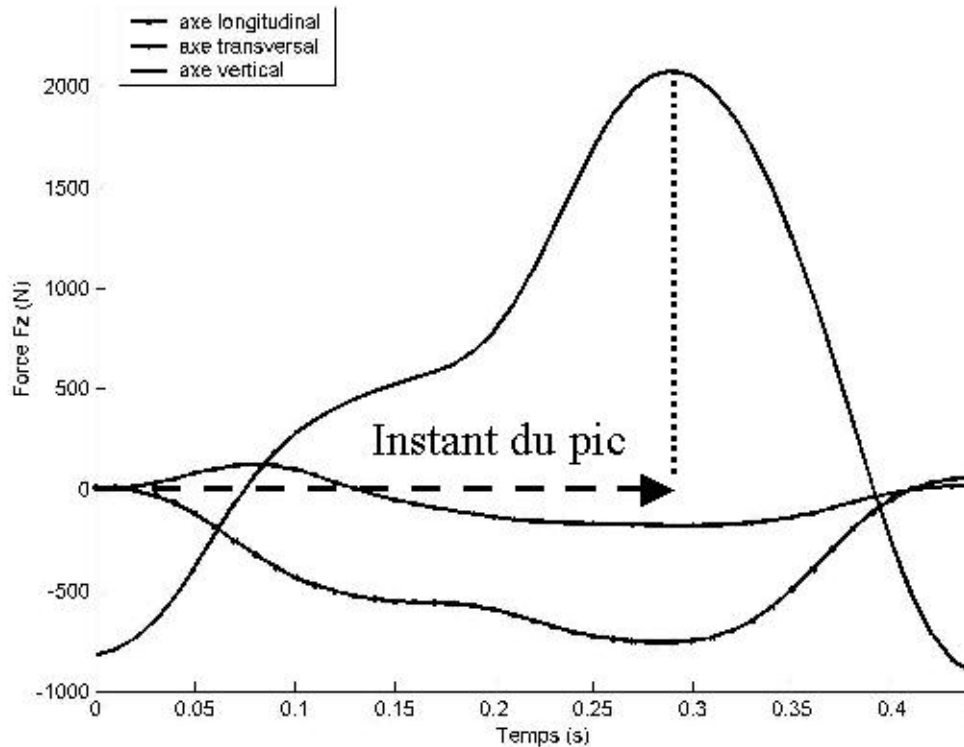


Figure 4 :représentation de la force de réaction du sol en fonction du temps et symbolisation de l'instant où intervient le pic de force.

De plus Cavanagh et Lafortune (1980) comparent le sens de variation des courbes de force. Cavanagh et Lafortune utilisent donc plusieurs paramètres pour comparer les sujets. Mais, comme de nombreuses études que nous avons citées précédemment, ces auteurs effectuent une comparaison au sein d'une même discipline sportive et non une comparaison inter-disciplinaire. Ils ne cherchent pas non plus à retrouver les caractéristiques de l'impulsion.

Benell (1999) compare 10 sujets réalisant 10 impulsions à deux reprises sur une plate-forme de forces. Benell effectue cette comparaison chez des sujets entraînés en course et enregistre une foulée réalisée à la vitesse imposée de $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Or, lors de la comparaison des deux tests réalisés, Benell ne constate aucune différence significative.

Dans tous les paramètres couramment utilisés pour caractériser les impulsions, aucun ne prend en compte l'allure générale de la courbe. Or, les impulsions réalisées au cours de deux mouvements différents peuvent présenter des formes de courbe totalement différentes, comme le montrent les courbes ci-dessous (Figure 5) issue de

l'étude de Vaughan et coll. (1982). Ces courbes représentent la force de réaction du sol obtenue lors de la course et lors d'un saut en longueur réalisé par un même sujet.

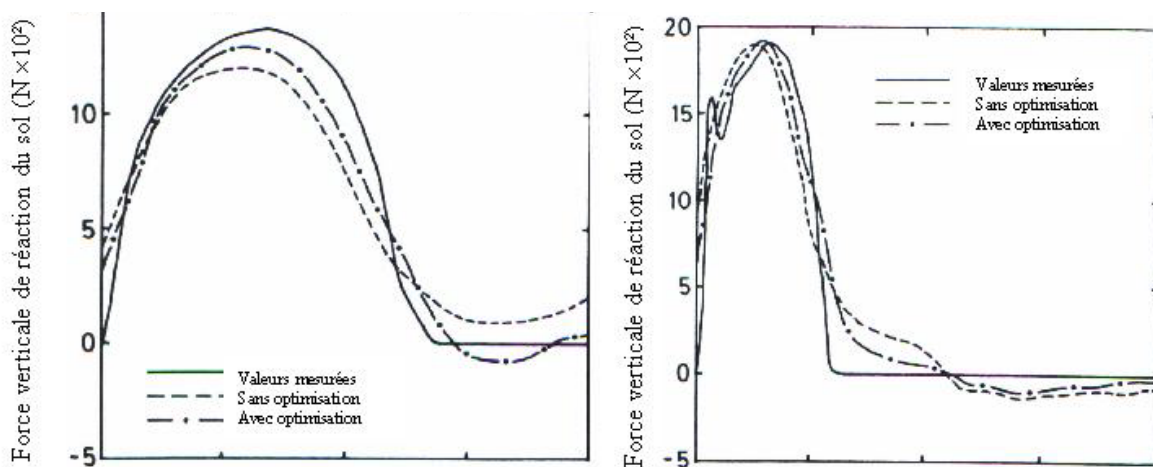


Figure 5 : composante verticale de la force de réaction du sol, mesurée lors de la course et lors d'un saut en longueur, d'après Vaughan et coll. (1982).

Junqua et Cochard (1986) analysent l'impulsion lors de l'utilisation de différentes chaussures de sport. Cette comparaison s'effectue par le biais de la mesure du premier pic de force verticale. Ils étudient le lien entre la réduction du pic de force et les chaussures sportives, toutefois, ils ne s'intéressent pas à la forme de l'impulsion. Si l'étude de l'impulsion possède des applications liées au matériel sportif, elle est également mise en relation avec la performance. Ainsi, Vignerot et coll. (1998 et 2000) mesurent l'impulsion lors du départ en sprint. Ils mettent en relation la position dans les starting bloks et la performance grâce à l'étude de l'évolution de la force de réaction du sol au cours du temps. Ces auteurs comparent alors 12 positionnements des starting bloks et la performance correspondante pour un athlète. Ils analysent particulièrement les temps de contact du pied avec les starting bloks, les accélérations, les vitesses et les déplacements du centre de masse obtenus par intégration à partir des données issues de la plate-forme de forces.

Plusieurs auteurs ont cherché à comparer les impulsions de différents sujets pour déterminer les forces de réaction du sol exprimées dans une activité. Ainsi Cavanagh et Lafortune (1980) étudient la force de réaction du sol de 17 coureurs, lors d'une foulée. Les sujets courent alors à une vitesse imposée, et portent tous des chaussures identiques afin de standardiser les conditions d'expérimentation. Leurs résultats montrent de

grandes variations dans la mesure de la valeur pic de la force de réaction du sol lors de la comparaison des différents sujets.

Schot et coll. (1995) analysent les changements de direction de course pour 10 athlètes. Ces auteurs évaluent les forces de réaction du sol et constatent une allure de courbe identique pour les différents sujets et pour deux angles de changement de direction. Cette courbe est uniquement étudiée via les valeurs pics. Si ces études montrent qu'il existe une forme de courbe de réaction du sol assez identifiable pour la course, elles montrent également qu'il existe de grandes variations individuelles dans les valeurs de pic de force, dont les raisons sont très variées.

Les sauts verticaux ne représentent pas une discipline sportive en soit mais sont tout particulièrement étudiés car ils sont facilement reproductibles et ne demandent pas d'habileté ou d'apprentissage particulier.

Ainsi, Aguado et coll. (1997) analysent les sauts verticaux de 64 sujets par une plate-forme de forces couplée à une étude cinématique. Cette analyse met en évidence qu'il n'existe pas de relation directe entre la force appliquée et la vitesse du sujet à la fin de l'impulsion. Les auteurs indiquent ainsi, que chaque individu applique une force d'impulsion différente. L'étude de la force en fonction du temps montre l'apparition d'un nombre variable de pics. Les valeurs de ces pics ne montrent pas de lien direct avec la hauteur verticale atteinte. Aguado et coll. (1997) montrent qu'il existe une grande variété d'impulsions et qu'il est très difficile de relier les mesures de la force à la performance réalisée.

La plate-forme de forces permet de mesurer de manière directe l'impulsion. La mesure est ainsi plus précise car elle est alors moins bruitée (Kuo, 1998). Par ailleurs, les impulsions peuvent être étudiées pour permettre le suivi d'un entraînement, ou la caractérisation de matériel sportif, à travers une caractérisation précise de ces impulsions. Pour certaines activités comme la gymnastique, la nature très rigide du dessus de la plate-forme ne permet pas, pour des raisons évidentes d'éthique et de risques de blessures, de mesurer directement les impulsions. Une autre méthode, pour suivre l'évolution de la force de réaction du sol au cours du temps, consiste à utiliser la dynamique inverse.

III. La dynamique inverse

1. Modélisation du corps

L'étude du mouvement nécessite de modéliser le corps du sujet. Le principe de la modélisation du corps humain est de simplifier celui-ci en vue de faciliter son étude. Un exemple de modélisation est de réduire le corps à un point : le centre de masse. Une autre modélisation consiste à représenter chacun des segments du sujet en solides rigides, articulés et de masse constante. Ces segments sont alors représentés chacun comme une figure géométrique d'aspect et de propriétés connues (cylindre, stadium...). Un modèle très souvent employé est celui de Winter (1990). Il décompose le corps humain en 16 segments rigides (Figure 6) et permet de calculer les masses et les inerties, à partir de formes géométriques simples aboutissant à la définition des tables anthropométriques que nous aborderons au chapitre III.4, p.28. Les articulations entre chaque segment sont souvent simplifiées (pivot, rotule, glissière) et ne prennent pas en compte la totalité des possibilités de mouvements du corps humain. Ceci est accentué par le fait que les segments rigides ne sont pas directement associés aux os mais à un ensemble d'os articulés entre eux. La modélisation du corps est nécessaire mais introduit ainsi un biais dans les calculs.

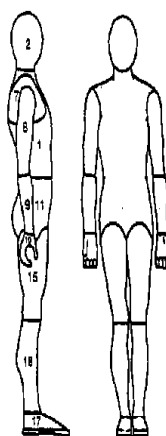


Figure 6 : Modèle à 16 segments de Winter D.A. (1990)

D'autres modèles sont proposés dans la littérature. Ils incluent un nombre plus ou moins important de segments. Le modèle influence directement le choix de la table anthropométrique. Par exemple, le tronc peut être représenté par un ou plusieurs

segments, ce qui entraîne des tables spécifiques à chaque décomposition (Clauser et coll.,1969 ; Zatsiorsky et coll.,1990). De la même manière, selon l'objectif de l'étude, toute une partie du corps peut être globalisée, à l'instar de Bobbert et coll. (1991) qui se limitent à l'études des membres inférieurs et modélisent le haut du corps en un seul segment.

Yeadon (1990) présente un modèle à 11 segments, modèle plus simple en apparence que celui de Winter. Cependant, la majorité des segments du modèle de Yeadon (1991) peuvent être à nouveau sub-divisés en plusieurs solides rigides. Cette sub-division s'effectue alors selon l'axe longitudinal du segment, hormis pour les segments de la tête, des pieds et des mains. Le modèle de Yeadon se compose alors comme un ensemble allant jusqu'à 40 solides.

2. Principe

Grâce aux lois de la dynamique et à une modélisation donnée du corps humain, il est possible de relier les positions, vitesses et accélérations segmentaires aux forces et couples articulaires. La dynamique directe permet de déterminer le mouvement réalisé à partir des forces et des moments. A contrario, la dynamique inverse permet de déterminer ces forces et moments appliqués à partir de la cinématique. Le lien exact qui unit les forces exercées à l'accélération est donné par la seconde loi de Newton-Euler ou principe fondamental de la dynamique : « Le changement de mouvement est proportionnel à la force imprimée et s'effectue suivant la droite par laquelle cette force est imprimée ». Soit pour un système S :

$$\sum \overrightarrow{F}_{ext} = \frac{d \overrightarrow{p}}{dt}$$

Équation 2 : Seconde loi de Newton-Euler ou principe fondamental de la dynamique

Où \overrightarrow{F}_{ext} représente la résultante des forces externes appliquées au système et \overrightarrow{p} la quantité de mouvement du système par rapport à un référentiel galiléen .

Si S est de masse constante, nous pouvons déduire de l'Équation 2, :

$$\sum \overrightarrow{F}_{ext} = m \vec{a}$$

Équation 3 : Principe fondamental de la dynamique pour un système S de masse constante.

Où, m est la masse du système et \vec{a} l'accélération du centre de gravité du système.

De manière identique, il est possible de retrouver les moments appliqués :

$$\sum \overline{M(F_{ext})} = \frac{d\vec{L}}{dt}$$

Équation 4 : Relation entre les moments de force et la dérivée du moment cinétique.

Où $\overline{M(F_{ext})}$ représente le moment résultant des forces externes appliquées au système et \vec{L} le moment cinétique du système dans un référentiel galiléen.

A partir de l'accélération du centre de masse d'un système, il est donc possible de retrouver la résultante des forces externes qui lui sont appliquées. Cependant, déterminer avec précision l'accélération du centre de masse, pour un individu, nécessite de nombreuses étapes qui sont schématisées dans la figure suivante (Figure 7).

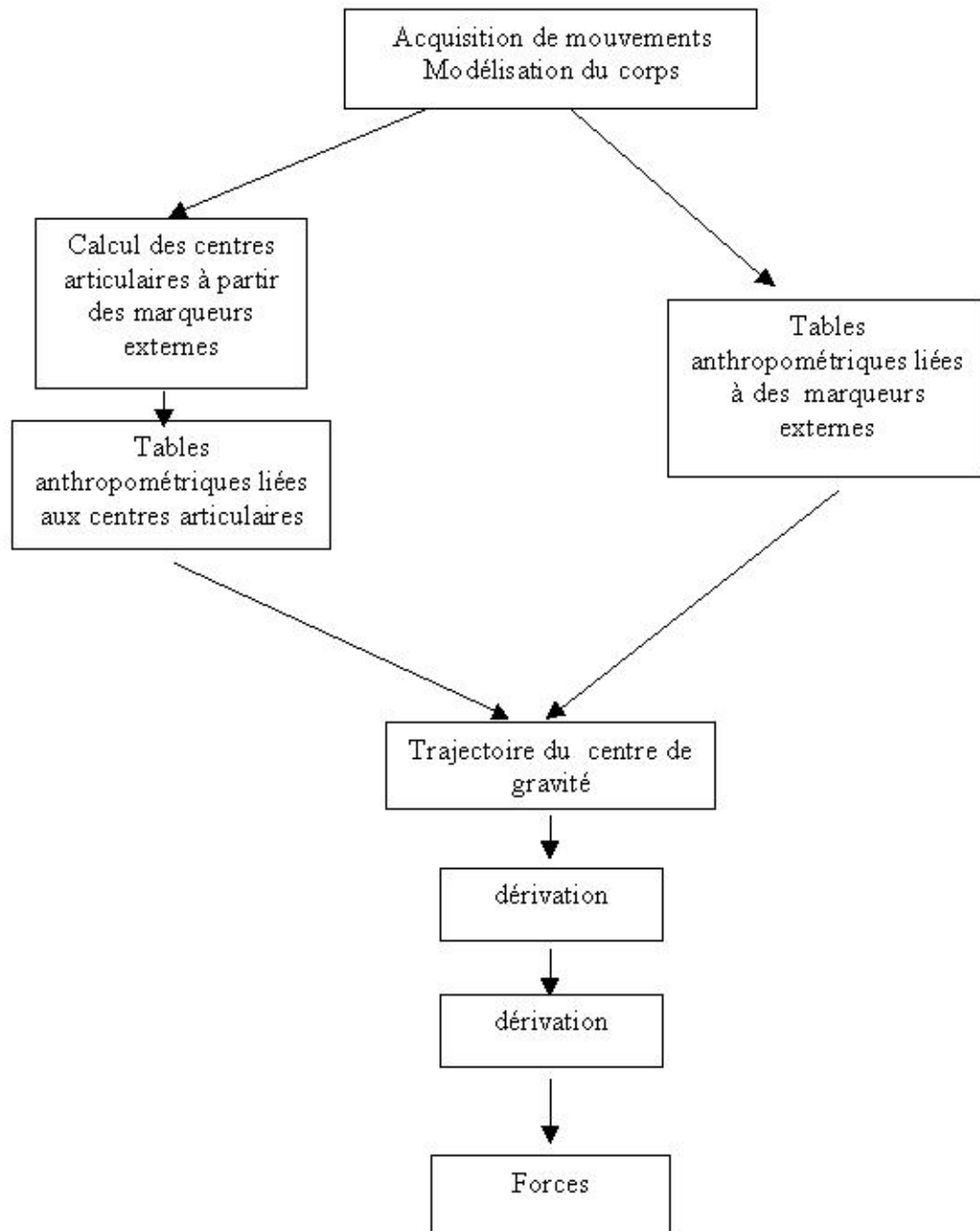


Figure 7 : schématisation des étapes nécessaires à la dynamique inverse.

La dynamique inverse nécessite en premier lieu de procéder à une acquisition de mouvements et à une modélisation du corps.

Selon les données mises à la disposition de l'expérimentateur, deux principales méthodes de dynamique inverse sont possibles. Les principes de ces deux méthodes sont expliquées ci-après.

Méthode « Top-down » de la dynamique inverse.

Lorsque l'expérimentation nous permet d'obtenir uniquement les positions segmentaires, il est alors possible de retrouver indirectement les forces et les moments appliqués au niveau de chaque segment du système. Pour cela, la modélisation choisie pour le corps est prépondérante, puisqu'elle permet la division du système S étudié en segments articulés. Dans un premier temps, on isole les segments distaux du système, c'est-à-dire les segments du système qui ne subissent que leur poids et une force de contact. Les positions segmentaires étant connues, leurs accélérations sont déduites. En se basant sur ces accélérations et sur les paramètres segmentaires, on applique le principe fondamental de la dynamique à ce segment distal. Il est alors possible de déduire la force et le moment appliqués au niveau de l'articulation avec le segment voisin. On répète cette opération jusqu'aux segments en contact avec l'environnement où il est alors possible de déduire les forces externes exercées sur le système global. Le principe même de cette méthode la rend largement sensible aux bruits de mesure ainsi qu'aux approximations numériques liées aux calculs des vitesses et des accélérations.

Méthode « bottum-up » de la dynamique inverse.

Quand les forces de contact sont mesurées de manière simultanée aux positions segmentaires, le calcul débute par la détermination des forces et des moments articulaires pour les segments en contact avec le sol. La connaissance supplémentaire des forces de contact aboutit à une plus grande exactitude des résultats car cette méthode apparaît moins sensible au bruit de mesure.

La réalisation de la dynamique inverse par la méthode « top-down » ou par la méthode « bottum-up » débute automatiquement par l'acquisition du mouvement.

3. Acquisition de mouvements

Les systèmes d'acquisition de mouvements permettent l'analyse cinématique du mouvement. L'analyse cinématique du mouvement est, par définition, l'étude des déplacements, des vitesses, des accélérations et des angles formés par les segments corporels. Cette analyse peut s'effectuer par différents types de systèmes : par une caméra vidéo, par des accéléromètres, par des systèmes magnétiques ou par des systèmes optoélectroniques. Dans ce travail, nous utilisons un système

optoélectronique, car il permet d'accéder précisément aux mouvements des marqueurs externes et parce que c'est le système le plus utilisé en biomécanique.

Les systèmes optoélectroniques peuvent se différencier en deux sous-catégories, selon la nature des marqueurs. Certains de ces systèmes possèdent des marqueurs passifs (marqueurs réfléchissants les infra-rouges par exemple) ou des marqueurs actifs (diodes luminescentes qui émettent de la lumière, chacune à une longueur d'onde particulière). La fréquence d'acquisition de tels systèmes est variable selon les modèles et est en constante progression. Tous ces systèmes permettent l'analyse tridimensionnelle (3-D) des mouvements humains. Un système optoélectronique comprend donc des caméras, un interface, une carte d'acquisition et un ordinateur. La nature des mouvements est influencée par le nombre de caméras qui détermine le volume d'acquisition, ce qui constitue une première limitation. La principale limite de ces systèmes restent cependant l'occultation des marqueurs. Ceci peut alors aboutir à l'inversion de marqueurs dans le cas où ceux-ci sont trop proches. D'autres limites à l'utilisation de ces systèmes sont la difficulté à acquérir des mouvements trop complexes et la nécessité de travailler hors de la lumière naturelle pour les systèmes utilisant les infra-rouges.

La précision de tels systèmes est variable selon les modèles, mais tend à diminuer avec l'évolution des appareils. Ehara et coll. (1993 et 1997) ont cherché à comparer les différents systèmes d'acquisition de mouvements en trois dimensions. Pour cela, ces auteurs ont mis au point un protocole où l'exactitude et la vitesse de traitement sont évaluées. Ce protocole consiste en l'acquisition d'une séquence par tous les systèmes tour à tour sans limitation du nombre de caméras. L'emplacement des caméras est toutefois fixe afin de standardiser le protocole. L'acquisition se déroule, selon les propriétés du système, à une fréquence variant de 50 à 100 Hz (Ehara et coll., 1993 ; Ehara et coll., 1997). Afin d'évaluer les différents systèmes optoélectroniques, la séquence filmée consiste en l'acquisition d'une mire où deux marqueurs sont placés à une distance exacte de 900mm dans des conditions standardisées. Différents paramètres sont évalués lors du traitement des données, et tout particulièrement l'erreur de mesure.

En 1999, Richards analyse également la précision de mesures de différents systèmes. Le mouvement choisi est la rotation d'un disque sur lequel sont placés deux marqueurs distants de 9 cm exactement. Les résultats obtenus lors de cette étude sont reportés dans le tableau ci-dessous (Tableau 2).

Tableau 2 : précision de mesures selon les différents systèmes optoélectroniques : distance entre deux marqueurs séparés de 9cm sur un disque en rotation, d'après Richards (Richards 1999).

Système	Distance mesurée (cm)	Erreur RMS (cm)	Erreur maximale (cm)
Ariel	9.015	0.151	0.494
Coda	8.928	0.225	0.926
Elite	9.159	0.446	1.613
Motion Analysis	9.057	0.149	0.599
Peak	9.076	0.177	0.582
Qualisys	9.004	0.221	1.276
Vicon (370)	8.980	0.129	0.557

Dans le processus de la dynamique inverse, la précision des systèmes d'acquisition de mouvements n'est pas la seule à influencer le résultat final. Nous venons d'ailleurs de voir que ces erreurs restent très faibles. Les plus grosses imprécisions sont liées aux autres calculs et choix, particulièrement à celui de la table anthropométrique.

4. Tables anthropométriques

Les tables anthropométriques contiennent les longueurs relatives et les masses relatives des segments. Elles contiennent également les positions des centres de masse locaux de chaque segment. Certaines tables proposent aussi les moments d'inertie des segments autour des différents axes. Chacune de ces informations est essentielle, afin d'obtenir la position du centre de gravité total du corps au cours du temps et effectuer les calculs de dynamique inverse.

Les tables anthropométriques peuvent se distinguer en trois grandes catégories. Ces catégories sont liées à la provenance des données anthropométriques. Ainsi, la première catégorie comprend les tables utilisant des données cadavériques. La deuxième est liée aux données évaluées par tomographie et par imagerie médicale. Enfin, la dernière catégorie comprend les tables dont les paramètres segmentaires sont estimés par des approximations géométriques des segments corporels ou déterminés par des équations de régression.

Détermination des paramètres segmentaires à partir de données cadavériques :

D'un point de vue historique, ce sont les premières données mises à disposition dans la littérature et elles restent encore largement utilisées. Les paramètres

segmentaires sont mesurés dès les années 50, à partir de la découpe de cadavres (Dempster, 1955 ; Dempster et Gaughran, 1967 ; Clauser et coll., 1969). Par exemple, Dempster (1955 ; Dempster et Gaughran, 1967) étudie les cadavres de 9 adultes masculins (âge moyen : 69 ans, taille moyenne : 1,69m, masse moyenne : 61,1 Kg). Ils effectuent une segmentation du corps en 16 segments (Figure 8) et mesurent, pour chacun, sa longueur, sa masse et son volume (par immersion du segment). Pour chaque segment, le centre de masse local est évalué. Ces données ont largement été reprises depuis et diffusées en particulier par Winter (1990), qui a ajouté les rayons de giration et les moments d'inertie. Deux études similaires (Clauser et coll., 1969 ; Chandler et coll., 1975), ont été menées respectivement sur 13 et 6 sujets adultes masculins.

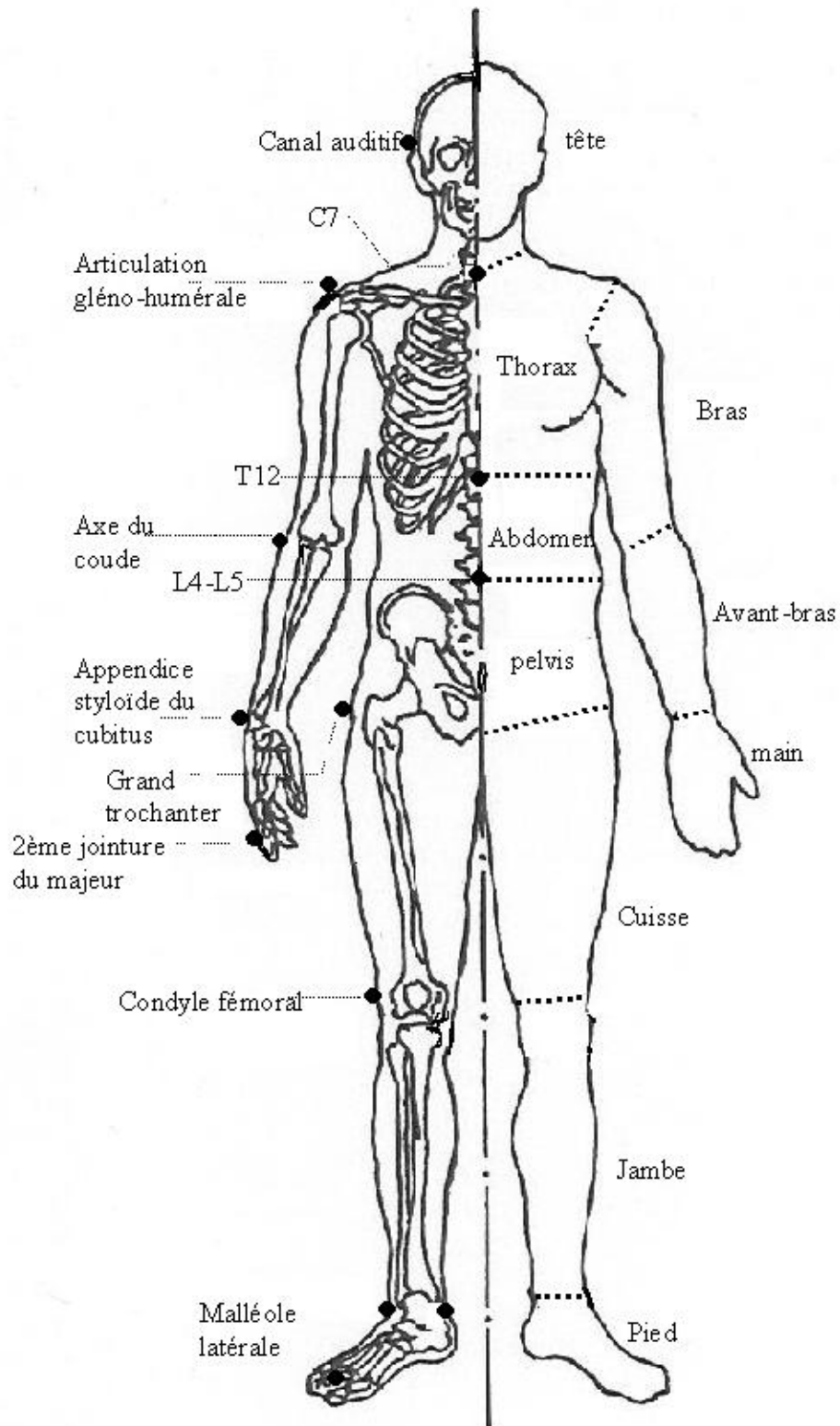


Figure 8 : Repères anatomiques externes et segmentation du corps de Dempster (1955), (modifié d'après une figure de Zastiorsky et coll. (1990)).

La mesure des masses et des volumes qui découlent de ces études, et la connaissance de la densité de chacun des segments reste une référence pour de nombreux travaux ultérieurs. La principale limite de ces données est liée au fait que la segmentation du corps effectuée par Dempster (1955) Clauser et coll. (1969) ou Chandler et coll. (1975) se base sur des repères anatomiques externes (Figure 8). Or les centres articulaires sont de plus en plus utilisés pour modéliser les points proximaux et distaux de chaque segment. Certains auteurs se sont donc intéressés à adapter ces tables de manière à prendre pour repères les centres articulaires des segments. Ainsi, Hinrichs (1990) reprend les données cadavériques de Clauser et coll. (1969) afin de prendre comme repères distaux et proximaux les centres articulaires des différents segments. Ces ajustements portent uniquement sur le positionnement des centres de masse locaux. Le réajustement s'effectue alors grâce aux distances, selon l'axe longitudinal, reportées par Clauser et coll. (1975), entre le centre articulaire et le repère anatomique externe.

Une limite de cette première catégorie de tables anthropométriques est liée à la population utilisée : les cadavres masculins d'environ 69 ans. Ces données sont-elles applicables à d'autres population comme une population jeune ou féminine ?

Détermination des paramètres segmentaires par mesure sur des sujets vivants (techniques de tomographie et imagerie médicale) :

Les techniques de mesures en imagerie médicale ont évolué, menant Zatsiorsky et coll. (1990) à définir de nouvelles tables anthropométriques basées sur des sujets vivants. Ces tables présentent la masse relative des segments et les rapports entre l'emplacement du centre de gravité et la longueur du segment. L'établissement de ces tables par Zatsiorsky et coll. (1990) est basé sur la technique de radiographie par rayons gamma d'une population caucasienne de 100 hommes et 15 femmes étudiants à l'Institut d'éducation physique de Moscou. Ils sont respectivement âgés de $23,8 \pm 6,2$ et $19,0 \pm 4,0$ ans, d'une masse de $73,0 \pm 9,1$ et $61,99 \pm 7,3$ Kg, et d'une taille de $173,1 \pm 6,2$ et $173,5 \pm 3,3$ cm. Cette première étude de Zatsiorsky et coll. (1990) est l'une des rares études portant sur l'homme caucasien jeune. Alors que cette étude est d'un grand intérêt pour de nombreux chercheurs en biomécanique, elle fut peu utilisée comme le souligne De Leva (1996). Cependant, la segmentation du corps réalisée par Zatsiorsky et coll. s'effectue à partir de différents repères anatomiques externes (Figure 9) qui sont souvent éloignés des centres articulaires. Par exemple, pour le point distal de l'humérus, le

marqueur utilisé par Zatsiorsky et coll. (1990) est placé sur la partie latérale de l'acromion (partie de la scapula) et les mesures sont effectuées alors que le bras du sujet est placé en abduction de 90°. Or, il est largement admis que le centre articulaire de l'épaule est éloigné de l'acromion, particulièrement quand le bras est placé en abduction et éloigné des références anatomiques traditionnelles où le bras est, au contraire, en adduction. L'utilisation de repères anatomiques externes n'est donc pas toujours applicable. Pour que les données segmentaires de Zatsiorsky et coll. (1990) puissent être utilisables, De Leva (1996) les ajuste de manière à segmenter le corps au niveau des centres articulaires. Il est à noter que ces ajustements ne comprennent pas les masses segmentaires : seuls la localisation des centres de masses locaux et les rayons de giration sont adaptés.

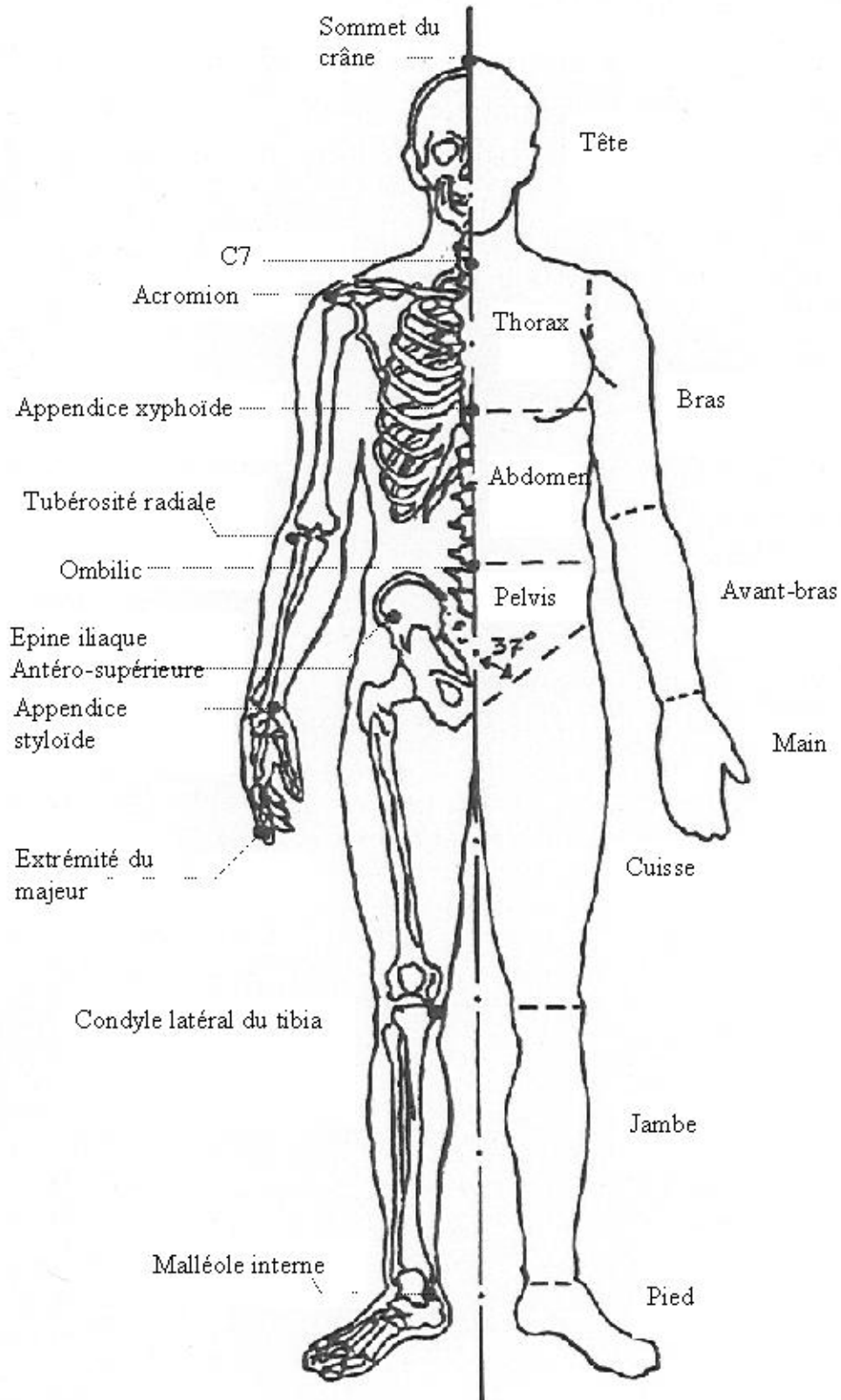


Figure 9 : Repères anatomiques et segmentation du corps selon Zatsiorsky et coll. (1990).

La précision et l'exactitude de ces paramètres inertiels ont une grande influence sur les calculs. Le tableau ci-dessous (Tableau 3) présente le rapport de la masse de chacun des segments sur la masse totale du corps, chez l'homme, selon les données de Dempster (1955 ; Dempster et Gaughran, 1967) et de Zatsiorsky et coll. (1983, 1990). De manière évidente, nous observons des différences liées à la segmentation du corps qui ne s'effectue pas selon les mêmes repères, comme nous avons pu le préciser précédemment (Figure 8 et Figure 9). Les caractéristiques de la population étudiée peuvent probablement expliquer également ces différences. Rappelons ici, que l'étude de Dempster (1955) implique 9 cadavres d'hommes âgés (69 ans en moyenne), alors que l'étude de Zatsiorsky et coll. (1983 et 199) rapporte les données de 100 étudiants en éducation physique âgés de $23,8 \pm 6.2$ ans.

Tableau 3 : masses segmentaires relatives des différents segments du corps humain obtenues par Dempster (1955) et Zatsiorsky et coll. (1983, 1990)

Segments	Masses relatives des différents segments obtenues par Dempster (1955) .	Masses relatives des différents segments obtenues par Zatsiorsky et coll. (1983, 1990)
Bras	0.028	0.0271
Avant-bras	0.016	0.0162
Main	0.006	0.0061
Tête	0.081	0.0694
Thorax	0.216	0.1596
Abdomen	0.139	0.1638
Pelvis	0.142	0.1117
Cuisse	0.1	0.1417
jambe	0.0465	0.0433
Pied	0.0145	0.0137

D'autres techniques d'imagerie telle que l'utilisation de la photogrammétrie ont permis la mesure des données segmentaires *in vivo*, comme c'est le cas dans l'étude réalisée par McConville et coll. (1980). Mais, pour aller plus loin dans l'étude des différentes tables anthropométriques, nous pouvons insister sur le problème lié au tronc. En effet, comme le tableau précédent (Tableau 3) le montre, le tronc est un segment

majeur puisqu'il représente globalement 36 % à 49 % de la masse totale du corps. Or, selon les différentes tables anthropométriques, le tronc peut être divisé en 1, 2 ou 3 parties. Erdmann (1997) détermine les paramètres segmentaires du tronc par l'étude de plusieurs scanners du thorax dans différents plans. 15 patients masculins âgés de 20 à 40 ans ont participé à cette étude. Le tronc peut être divisé en de nombreux sous-segments, grâce à la définition d'équations de régression. Cette approche permet d'aboutir à la division du tronc en différents sous-segments et, donc, d'atténuer les biais liés à une considération du tronc en un seul segment rigide.

Le bilan de toutes les études liées aux tables anthropométriques montre l'intérêt d'effectuer une mesure directe des données anthropométriques par tomographie, ce qui n'est évidemment pas toujours possible. Le problème des études utilisant un scanner par rayons gamma est le coût de l'équipement, le temps nécessaire et les possibles dangers pour les sujets (Vaughan et coll., 1982).

Détermination des paramètres segmentaires par l'utilisation de modèles géométriques :

Le dernier groupe de tables anthropométriques repose sur une modélisation géométrique des segments. Les deux premières catégories de tables anthropométriques se basent sur des mesures directes (de sujets vivants ou non). Elles déterminent ainsi des valeurs moyennes sur un nombre plus ou moins important de sujets. A l'inverse, dans cette dernière méthode, les paramètres segmentaires ne sont pas évalués directement. Ils peuvent être, par contre, individualisés.

Dans ces études, le corps humain est considéré comme un ensemble de figures géométriques plus ou moins complexes : sphères, cylindres, formes elliptiques... Par exemple, Zatsiorsky et coll. (1990) modélisent les segments du corps en cylindres. Le volume de chaque segment est alors calculé grâce à la longueur et à la circonférence du segment. A l'aide des densités connues (issues de la tomographie des sujets), Zatsiorsky et coll. (1990) évaluent également les masses et les moments d'inertie de chacun des segments. De la même manière, Pavol et coll. (2002) représentent le corps en différentes figures géométriques. Ils segmentent le tronc en 4 parties : trois solides stadium (parallélépipède rectangle additionné de deux demi-cylindre) et un cylindre semi-elliptique. Cette représentation géométrique permet de déduire les masses segmentaires et les positions des centres de masse locaux à partir de la densité moyenne et de 32 mesures anatomiques relevées sur les sujets. Jensen (1978) choisit, quant à lui,

une représentation des segments du corps sous forme de cylindres elliptiques. A partir de la technique de photogrammétrie, il détermine les paramètres segmentaires de chacun des sujets, en distinguant les femmes des hommes. Cette représentation des segments sous forme de cylindres elliptiques est validée par l'étude de Wicke et Lopers (2003). En effet, ces derniers auteurs reprennent le modèle de Jensen (1978) et constatent que celui-ci distingue correctement les différentes formes de corps qui peuvent exister (particulièrement les différences de répartition des masses entre les corps de femmes et ceux des hommes). Wicke et Lopers (2003) soulignent également les précautions à prendre pour utiliser le modèle de Jensen. La mesure pose en particulier un problème de contraste suffisant du sujet avec le fond. En vue de valider complètement son modèle, Jensen et Fletcher (1994) l'appliquent à une population âgée. Jensen et coll. constatent alors que le modèle met bien en valeur les différences intersexes existantes.

Afin d'individualiser les données anthropométriques, certains auteurs déterminent des équations de régression linéaires liant des paramètres externes à la masse et au moment d'inertie des segments (Clauser et coll. 1969 ; Hinrichs, 1985, Zatsiorsky et coll., 1990). Par exemple, l'Équation 5 issue de l'étude de Zatsiorsky et coll. (1990) montre comment évaluer la masse de la cuisse (m_{cuisse}) d'un sujet masculin à partir de la masse totale du corps (m_{corps}), de la taille du sujet ($taille$) et des coefficients appropriés:

$$m_{cuisse} = -2,649 + 0,1463 \times m_{corps} + 0,0137 \times taille$$

Équation 5 : calcul de la masse de la cuisse selon Zatsiorsky et coll. (1990).

Zatsiorsky et coll. (1990) donnent alors les coefficients nécessaires à l'évaluation des masses de tous les segments pour les hommes et pour les femmes en validant ces coefficients par rapport à une mesure directe. Cependant, Zatsiorsky et coll. (1990) soulignent que cette méthode aboutit à une erreur d'estimation 1,5 fois supérieure par rapport à une méthode d'estimation des paramètres segmentaires liée au modèle géométrique.

Yeadon et Morlock (1989) montrent que, pour le calcul des moments d'inertie selon les différents axes et pour chaque segment, les équations de régression non linéaires sont préférables aux équations linéaires. Ces équations de régression sont alors obtenues à partir des données de Chandler et coll. (1975) qui avaient mesuré les

moments d'inertie par la méthode du pendule. Ils avaient adjoint à leurs mesures les données liées aux longueurs et aux périmètres de chacun des segments. Selon Yeadon et Morlock (1989), les équations de régression non linéaires apportent une plus grande précision par rapport à des équations de régression linéaires, diminuant de 21 % à 13 % l'erreur standard moyenne dans le calcul du moment d'inertie de la cuisse.

D'autres méthodes de mesures ont été proposées pour évaluer de manière individuelle les masses segmentaires à partir d'une simple plate-forme de forces. En effet, Pataky et coll. (2003) estiment la masse des membres de trois populations différentes (8 volleyeuses, 17 nageuses et 10 étudiants) et les comparent aux données de la littérature. Pour cela, les sujets sont tenus d'effectuer des mouvements déterminés au préalable en mobilisant tour à tour un membre dans son entier ou en partie, en gardant le reste du corps dans une position neutre immobile. Les auteurs enregistrent alors la position du centre de pression sur la plate-forme de forces lors des positions initiales et finales du corps. Ils déduisent les masses de chacun des segments, en se basant sur les principes mécaniques et sur les localisations des centres de masses locaux de Zatsiorsky et coll. (1983, 1990). La variation de la position du centre de pression (ΔCP), le déplacement du centre de masse (xCG_i) entre les deux positions et la masse totale (M), leur permet de déduire la masse du segment (m) (Équation 6) :

$$m = M \left(\frac{\Delta CP}{xCG_i} \right)$$

Équation 6 : Equation permettant de déduire la masse d'un segment selon Pataky et coll. (2003)

Leurs résultats montrent que la méthode d'estimation des masses segmentaires est assez reproductible (coefficient de reproductibilité de 0.83) et suffisamment sensible pour détecter des différences entre plusieurs populations. Cependant cette étude ne permet pas d'estimer la masse du tronc mais seulement la masse des segments appartenant aux membres. Or, la masse relative du tronc est la plus importante.

Evaluation du choix de la table anthropométrique sur les mesures :

Comme nous venons de le voir de nombreuses études permettent d'évaluer les paramètres segmentaires, mais quelle méthode semble la plus adaptée pour une expérimentation donnée ? Kwon (1996 et 2001) s'est intéressé à comparer les différentes méthodes en utilisant la simulation. Kwon (1996 et 2001) étudie alors un double salto arrière vrillé réalisé à la barre fixe par 3 gymnastes puis le simule en

utilisant différents jeux de paramètres segmentaires. Cette étude montre qu'aucun jeu de paramètres segmentaires ne soit plus adapté qu'un autre. Ces méthodes aboutissent à une précision de l'ordre de 2.7 à 3% des différents résultats par rapport au mouvement d'origine. Il semble cependant, que les paramètres segmentaires issus des modèles mathématiques ou géométriques soient plus fiables car elles permettent l'individualisation de ces paramètres. Cependant, ces dernières méthodes demandent de nombreuses mesures anthropométriques supplémentaires comme, par exemple, les périmètres des segments. Or, la mesure de ces périmètres fait apparaître de nombreuses variations inter et intra-opérateurs (Challis, 1997).

De la même manière, Lenzi et coll. (2003) simulent un modèle à quatre segments (pendule inversé) lors de la réalisation de trois tâches : position statique debout, balancement avec stratégie à la hanche et balancement avec stratégie à la cheville. Lors de cette étude en 2 dimensions dans le plan sagittal, la trajectoire du centre de gravité global est calculée et comparée à celle obtenue à partir de la double intégration des données issues d'une plate-forme de forces. Lenzi et coll (2003) étudient les variations de la trajectoire du centre de masse calculée selon la table anthropométrique employée. Ces auteurs soulignent alors l'intérêt de la simulation pour choisir les paramètres segmentaires optimaux lors du calcul du centre de masse.

Mungiole et Martin (1990) ont ainsi comparé les paramètres segmentaires de sujets obtenus par l'imagerie médicale à ceux de différentes tables anthropométriques. Ils obtiennent une masse différente pour la jambe de 21,6 % par rapport au calcul se basant sur la table anthropométrique de Chandler et coll. (1975) et de 5 % par rapport à celle de Zatsiorsky et coll. (1983 et 1990). Ces variations sont confirmées par l'étude de Andrews et Mish (1996). Pearsall et Costigan (1999) décrivent l'influence du choix de la table anthropométrique sur la trajectoire du centre de masse lors de l'analyse de la marche. Ces auteurs constatent que l'estimation des masses segmentaires et des moments d'inertie peut varier jusqu'à plus de 40%, selon si on utilise les paramètres segmentaires issus de données cadavériques, calculés par les équations de régression ou par les modèles géométriques. Or, ces variations de l'estimation des paramètres segmentaires ne semblent pas beaucoup affecter les résultats lors de l'analyse de la marche. En effet, Pearsall et Costigan (1999) obtiennent alors des variations de l'ordre de 1% de la force exprimée en fonction du poids du corps, lors de l'étude des forces de réaction du sol au cours de la marche. Cependant, nous sommes en droit de nous

interroger sur l'influence du choix des paramètres segmentaires lors de mouvements plus rapides ou lors de mouvements faisant intervenir plus significativement les inerties.

Un grand nombre d'études sont basées sur les données cadavériques, soit directement (Dempster, 1955 ; Clauser et al, 1969...), soit indirectement, par la validation des équations de régression ou d'un modèle géométrique (Yeadon et Morlock, 1989 ; Hinrichs, 1990). Or, ces données amènent deux questions majeures : quelle validité peut-on espérer lorsque l'on travaille sur une population de jeunes adultes, de femmes, alors que les cadavres utilisés pour les tables, étaient tous des hommes d'un âge certain ? Par ailleurs, l'évolution de la société montre que depuis quelques décennies, la population a évolué (elle a principalement grandi). Or, l'étude de Dempster (1955), encore très utilisée, date d'une cinquantaine d'années. De plus, les tables anthropométriques issues de modèles géométriques ou utilisant des équations de régression nécessitent de nombreux relevés anatomiques (longueur et circonférence des segments). N'existe-t-il pas de variations liées au relevé de ces données morphologiques lors de l'expérimentation ? Ce dernier point a été précisé par l'étude de Challis (1997) qui présente les résultats des différents paramètres segmentaires des membres, liés à des relevés inter et intra-opérateurs. Challis (1997) montre alors qu'il existe des différences dans les calculs finaux liés à ces relevés.

L'utilisation des tables anthropométriques pose donc de véritables problèmes :

- les tables anthropométriques issues des données cadavériques, c'est-à-dire sur une population éloignée des sujets de l'étude.

- les tables anthropométriques issues de la mesure par imagerie médicale sont donc, dans l'absolue, des solutions idéales pour individualiser les paramètres segmentaires. Cependant, il est évidemment impossible pour toutes les expériences d'effectuer de telles mesures.

- le dernier type de table anthropométrique qui utilise les modèles géométriques semble une piste intéressante pour adapter les paramètres segmentaires à un individu à partir des relevés anatomiques. Toutefois, il apparaît que le relevé des données anatomiques soit peu précis.

L'utilisation de tables anthropométriques publiées est indispensable car il est infaisable de mesurer, pour chaque individu, les paramètres segmentaires, comme nous l'avons vu précédemment. Cependant, pour tenter de s'approcher de valeurs individuelles, certains auteurs ont choisi d'optimiser les paramètres segmentaires en se

basant sur les lois de la mécanique. Cela revient alors à optimiser les paramètres segmentaires en minimisant une erreur entre une trajectoire mesurée et une autre imposée par ces lois.

5. Techniques d'optimisation.

L'optimisation représente l'ensemble des techniques permettant de chercher les minima ou les maxima de fonctions (Bergounioux, 2001). L'optimisation cherche alors à minimiser une fonction de coût $f(x)$ définie selon l'objectif recherché (une fonction où nous cherchons le maximum peut toujours être transformée en vue d'être minimisée). De nombreuses méthodes d'optimisation ont été développées et se différencient selon la manière dont elles atteignent les minima. Dans un premier temps, afin de procéder à l'optimisation de la fonction de coût, il faut définir les contraintes, c'est-à-dire les fonctions qui restreignent l'espace de recherche (aussi appelé domaine de solutions). Deux grands types de techniques d'optimisation dans un domaine continu s'offrent alors à nous : celles qui vont rechercher le minimum local et celles qui vont rechercher le minimum global de la fonction $f(x)$ (Figure 10).

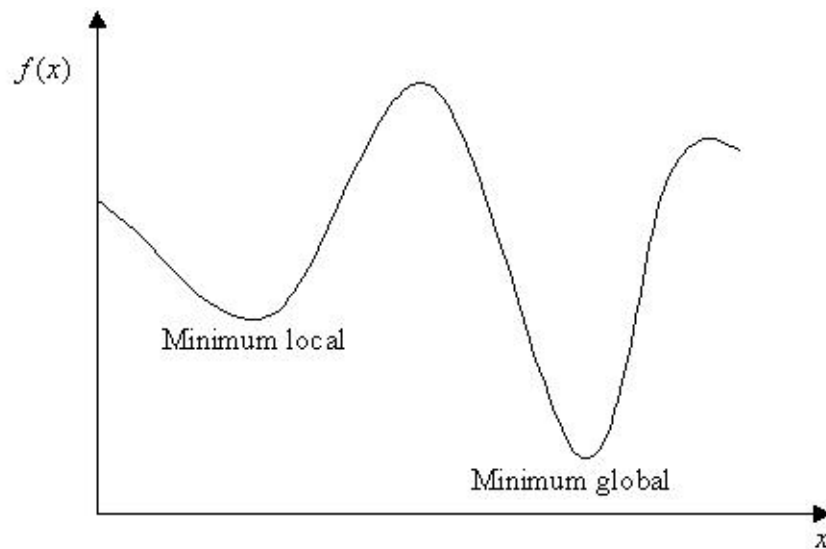


Figure 10 : exemple de minima global et local.

Méthode d'optimisation locale

Descente de gradient

La méthode de la descente de gradient recherche le minimum d'une fonction continue et dérivable. Elle fait partie des méthodes d'optimisation locale. Elle s'appuie sur la dérivée de la fonction de coût. Elle consiste à déterminer, à chaque itération, si la solution voisine est meilleure que la solution actuelle, en partant d'une valeur définie (Figure 11).

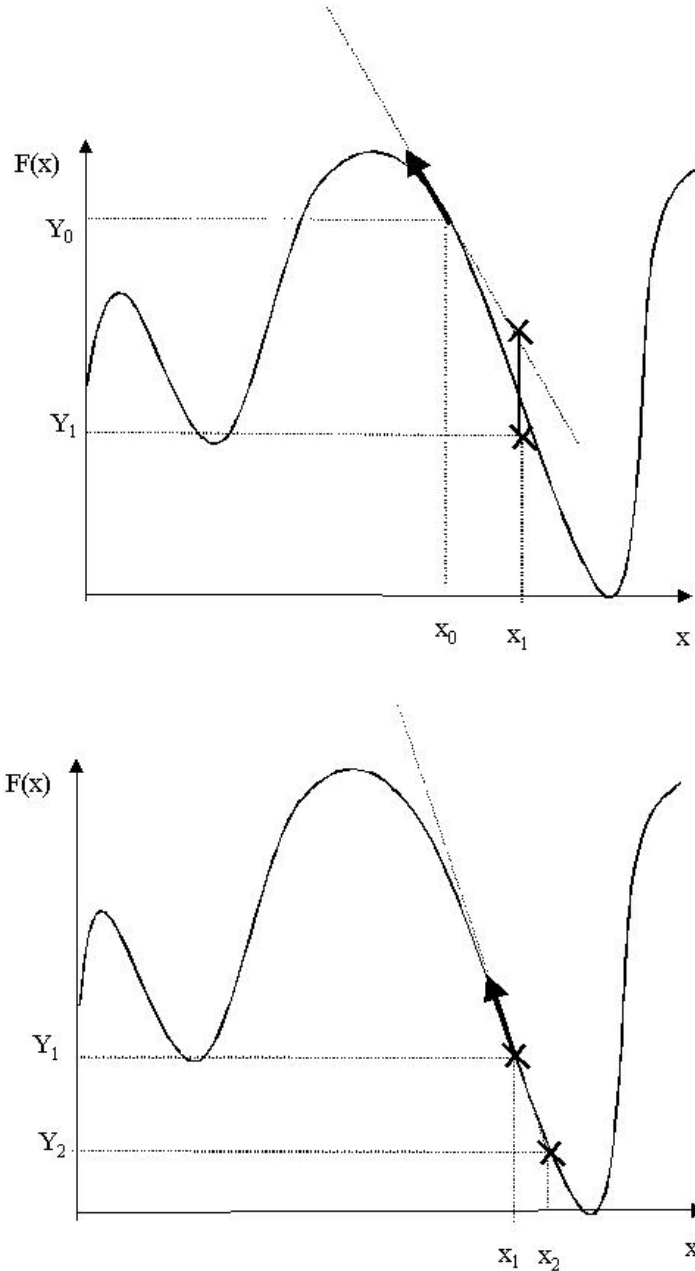


Figure 11 : schémas de la méthode d'optimisation de la descente de gradient

Le voisin est alors conditionné par :

- la direction donnée directement par la dérivée de la fonction de coût ($\vec{\nabla}f$),
- la longueur du pas (k) déterminée (ou non selon les versions de la méthode) au préalable.

$$X_{i+1} = X_i - k\nabla f(X_i)$$

Équation 7 : Principe de la descente de gradient

Cette méthode itérative est alors grandement influencée par la longueur de pas : si la longueur de pas est trop faible, le risque est alors de découvrir un minimum local et de terminer l'optimisation par la solution de ce minimum local. A l'inverse, si la longueur de pas est trop importante, l'optimisation est plus rapide mais risque de converger vers une valeur minimale avec une grande imprécision. Cependant le pas de descente et la direction de la descente peuvent éventuellement varier à chaque itération. Cette méthode est relativement lente comparativement à d'autres méthodes, comme le souligne Bergounioux (2001). Il existe aussi plusieurs évolutions de cette méthode, moins sensibles aux minima locaux : le gradient conjugué ou bi-conjugué par exemple.

Simplexe (ou méthode de Nelder-Mead)

Cette méthode est principalement utilisée afin de déterminer un minimum local avec une grande rapidité et une grande précision. Cette optimisation peut s'appliquer alors sur des fonctions qui ne sont pas dérivables mais simplement continues. Pour une optimisation par le simplexe d'un problème à n dimensions, une figure géométrique à $(n+1)$ dimensions est formée. Cette figure géométrique est le point de départ de l'optimisation. Pour chaque itération, de nouveaux points à tester sont repérés et le point retenu remplace alors le sommet de la figure géométrique le plus mauvais. Au fur et à mesure des itérations, cette figure géométrique s'étire ou au contraire se rétrécit et se déplace (Figure 12).

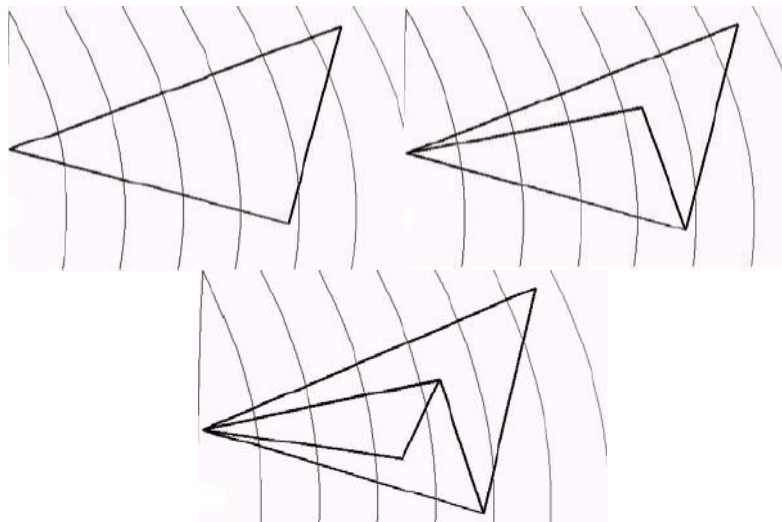


Figure 12 : schémas de la contraction du simplexe au cours de trois itérations, d'après Bierlaire (2004).

Les itérations s'arrêtent lorsque la différence entre le plus mauvais sommet et le meilleur sommet de la figure géométrique est inférieure au seuil fixé au préalable. *In fine*, une zone approchant la solution du minimum local est déterminée.

Méthode d'optimisation globale

Branch and Bound ou méthode divisions et bonds

La méthode d'optimisation globale de divisions et de bonds est utilisable dans les fonctions non linéaires qui possèdent un domaine continu. Comme son nom l'indique, cette méthode d'optimisation consiste à diviser en sous-parties le domaine de solution. Chaque sous-division est alors testée de manière indépendante :

- cette sous-division ne possède pas de solution proche de l'espace de solutions recherché, elle est éliminée,
- cette sous-division possède uniquement des solutions proches de l'espace de solutions recherchées, elle est conservée,
- cette sous-division possède en partie des solutions proches de l'espace de solutions recherchées et en partie des solutions qui ne le sont pas : la sous-division est alors à nouveau divisée en deux et chacune des nouvelles sous-divisions est alors testée de la même manière qu'au niveau précédent.

La méthode de divisions et de bonds affine donc, au fur et à mesure de ses itérations, la zone où se situe le minimum global. Cependant, compte tenu de son mode

de fonctionnement, cette méthode peut surtout être employée pour des problèmes de taille raisonnable où la fonction de coût est relativement simple. Dans les autres cas, cette méthode est très lente.

Les méthodes d'optimisation locale sont plus rapides que les méthodes d'optimisation globale mais, comme leur nom l'indique, elles ne garantissent pas d'obtenir le minimum sur l'ensemble du domaine. Parfois, ces deux catégories d'optimisation sont combinées. Une méthode d'optimisation globale définit la zone de solutions (étape de diversification), qui est alors optimisée par une méthode locale (étape d'intensification). Les méthodes d'optimisation locale sont alors principalement employées lorsque l'optimisation est réalisée à partir d'un point de départ que l'on sait proche de la solution. Les voisins de ce point de départ sont alors testés, ce qui aboutit à une grande rapidité. Quand nous ne connaissons pas de point de départ pour l'optimisation, il est alors préférable d'employer une méthode d'optimisation globale, en vue de s'assurer de déterminer une solution valide sur l'ensemble du domaine.

6. Optimisation des données anthropométriques

Les plus grandes sources d'erreur au niveau des paramètres segmentaires sont liées à l'incertitude dans la répartition des masses entre les différents segments et celle liée à la localisation du centre de masse local dans le segment. En vue d'améliorer ces paramètres segmentaires à partir des nombreuses tables anthropométriques existantes, certains auteurs se sont tournés vers l'optimisation de ces paramètres segmentaires. Selon Kingma et coll. (1995) la localisation précise du centre de masse global est liée principalement à la localisation du centre de masse du tronc, compte tenu de l'importance relative du tronc comparativement aux autres segments. Ainsi, Kingma et coll. (1995) tentent d'optimiser la masse du tronc et la localisation de son centre de masse local. Pour cela, ces auteurs demandent à 5 sujets de soulever une haltère selon deux techniques différentes et d'effectuer également trois flexions du tronc (flexion avant de 0, 45 et 90°). Kingma et coll. (1995) enregistrent alors les trajectoires des différents marqueurs placés sur le corps du sujet et sur l'haltère par un système optoélectronique. Ils enregistrent simultanément, grâce à une plate-forme de forces, les composantes de la force de réaction du sol appliquée et l'emplacement du centre de pression. Immobile, la position moyenne du centre de masse dans le plan horizontal est

égale à celle du centre de pression. Leur optimisation aboutit à une nouvelle masse et une nouvelle position relative du centre de masse local.

Kingma et coll. (1995) comparent alors la résultante des moments de force obtenue grâce aux calculs et à ces données optimisées, à celles enregistrées directement par la plate-forme de forces. La comparaison de ces courbes au cours du temps montre effectivement que l'optimisation de ce paramètre aboutit à un rapprochement des courbes lorsque les paramètres du tronc sont optimisés.

Cependant, l'imprécision sur la masse du tronc n'est pas la seule source d'erreur. Vaughan et coll. (1982) effectuent donc l'optimisation des paramètres segmentaires (masses des segments, localisation des centres de masse et inerties des segments) pour un sujet, lors de trois activités. L'optimisation des paramètres segmentaires s'effectue par la méthode de descente de gradient. La fonction $J(b)$ consiste alors à minimiser les différences entre les données mesurées par la plate-forme de forces $(F_{Xk}, F_{Yk}, F_{Zk}, T_{Xk}, T_{Yk}, T_{Zk})$ et celles déterminées à partir de la cinématique $(F'_{Xk}, F'_{Yk}, F'_{Zk}, T'_{Xk}, T'_{Yk}, T'_{Zk})$:

$$J(b) = \sum_{k=1}^L [\lambda_x (F_{Xk}(b) - F'_{Xk})^{\eta_x} + \lambda_y (F_{Yk}(b) - F'_{Yk})^{\eta_y} + (\lambda_z (F_{Zk}(b) - F'_{Zk})^{\eta_z} + \mu_x (T_{Xk}(b) - T'_{Xk})^{\nu_x} + \mu_y (T_{Yk}(b) - T'_{Yk})^{\nu_y} + \mu_z (T_{Zk}(b) - T'_{Zk})^{\nu_z}]$$

où b représente les variables correspondant aux paramètres segmentaires, k l'intervalle de temps, F la force appliquée pour ces composantes x , y et z , T le moment de force selon ses trois composantes, λ et μ des coefficients réels positifs déterminant le poids de chaque facteur dans l'équation, η et ν sont des exposants constants et L le nombre total d'intervalles choisis.

Le point de départ de l'optimisation est alors :

- les masses issues des équations de régression de Clauser et coll. (1969),
- les moments d'inertie évalués par Whitsett (1963) et adaptés par Dapena (1979),
- les localisations des centres de masse dans les segments de Clauser et coll. (1969).

Les activités (course, saut en longueur, battement de jambe) effectuées par le sujet lors de l'expérimentation comprennent toute une phase d'appui unipodal et une phase de vol. Les mouvements du sujet sont alors enregistrés par une caméra (de fréquence

100 Hz) et simultanément par une plate-forme de forces. Les résultats dans le tracé des courbes de force de réaction du sol au cours du temps et du moment de force résultant montrent que l'optimisation aboutit à une courbe plus proche de celles de la plate-forme de force, pour la phase de contact (Figure 13). Par ailleurs, Vaughan et coll. retrouvent bien une force de réaction et un moment de force nuls, lors de la phase aérienne.

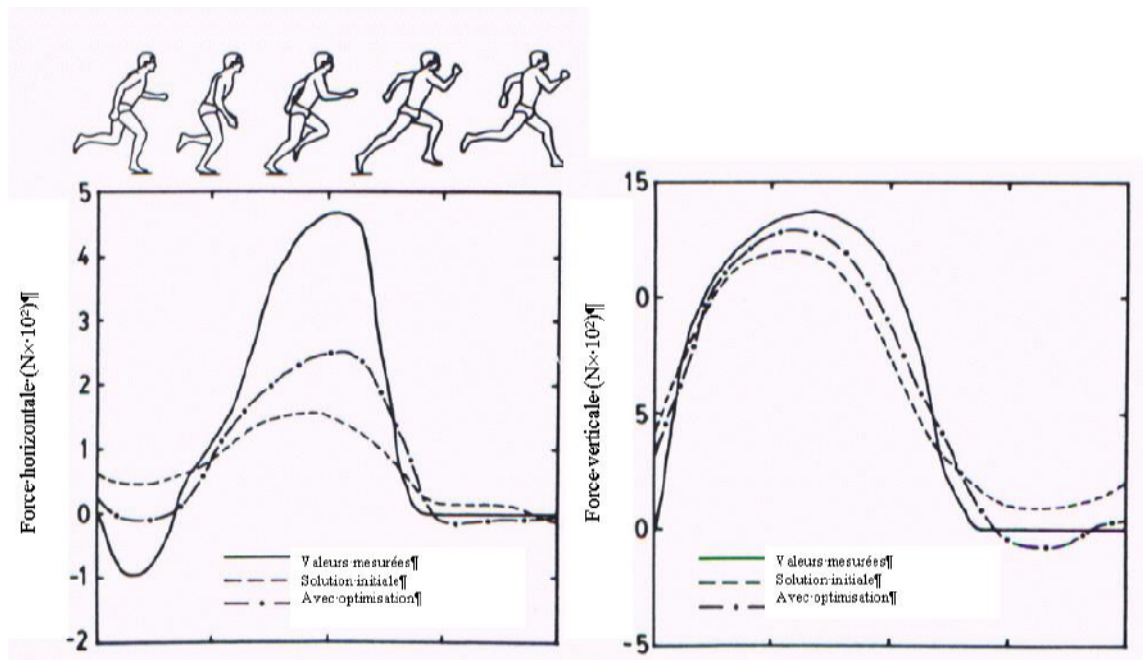


Figure 13 : résultats de force de réaction du sol obtenus par Vaughan et coll. (1982) lors de la course. Le trait plein correspond à l'enregistrement de la plate-forme de forces alors que la courbe en pointillés et celle en alternance de points et de traits représentent respectivement la force obtenue par la cinématique avec ou sans l'optimisation.

Dans l'étude de Vaughan et coll. (1982), nous pouvons regretter le calcul effectué uniquement en deux dimensions et le manque de reproductibilité des résultats. En effet, lors de la comparaison des résultats de masse, du moment d'inertie et de la localisation du centre de masse pour chaque segments, nous pouvons remarquer que ceux-ci diffèrent entre les trois activités pour un même sujet. Par exemple, la masse du tronc est de 34.666 Kg lors de la course, 35.245 Kg lors du saut en longueur et 36.410 Kg lors du battement de jambes. Ceci engendre donc des différences de l'ordre de 9%. Malgré cette variation, l'optimisation des paramètres segmentaires semble prometteuse pour adapter les paramètres segmentaires aux sujets participant à l'étude.

Comme nous avons pu le constater, la plupart des tables anthropométriques sont initialement basées sur des repères anatomiques du corps. Cependant, il apparaît évident que ces repères anatomiques sont le lieu de nombreuses discussions. Ainsi, de nombreuses tables sont adaptées afin de prendre les centres articulaires des différents segments pour points de référence (Hinrichs 1990 ; De Leva, 1996). Cependant il n'est pas évident de retrouver les centres articulaires à partir de marqueurs externes (placés sur des repères anatomiques). En effet, si ces marqueurs sont placés avec la plus grande précision, ils sont, toutefois, placés sur la surface de la peau. Or lors des différents mouvements effectués par le sujet, le glissement de la peau est inévitable. Il devient donc nécessaire de retrouver les centres articulaires plutôt que d'utiliser les repères anatomiques externes. Différentes études proposent donc des méthodologies pour retrouver les coordonnées des centres articulaires de l'individu.

7. Calculs des centres articulaires

Certaines études se sont intéressées à calculer les centres articulaires pour une articulation particulière par des méthodes géométriques via la dissection de cadavres ou l'imagerie médicale. En effet, certaines articulations posent des problèmes précis comme, par exemple, l'épaule dont le centre articulaire varie lors du mouvement en raison de la combinaison de plusieurs articulations. D'autres études, plus globales, s'intéressent à déterminer les centres articulaires pour toutes les articulations.

Les premières études qui proposent de retrouver les centres articulaires, se basent sur des relations anatomiques entre les centres articulaires et les repères anatomiques. Ainsi, Hinrichs (1990) et De Leva (1996) adaptent les tables anthropométriques en prenant en compte les centres articulaires à partir des mesures effectuées respectivement par Clauser et coll. (1969) et Zatsiorsky et coll. (1990). Hinrichs (1990) a pu réajuster la table anthropométrique de Clauser et coll. (1969) car ces derniers avaient pris soin, lors de la dissection de cadavres, de faire différentes mesures complémentaires aux données nécessaires à l'élaboration de leur table. Ainsi, Clauser et coll. (1969) mesurent, lors de leur étude, les différentes distances séparant les repères anatomiques des réels centres articulaires pour la plupart des repères anatomiques. En fonction des différentes distances reportées par Clauser et coll. (1975) et complétées par les données de Chandler et coll. (1975), Hinrichs (1990) réadapte les localisations des centres de masse locaux en fonction de ces nouveaux points proximaux et distaux qui définissent les segments. Bien que les localisations des centres de masse

locaux s'effectuent uniquement en deux dimensions, le réajustement des centres articulaires aboutit à des données plus réalistes par rapport à l'utilisation de repères anatomiques externes. Cependant, peu de précisions sont apportées quant à la détermination des distances entre les centres articulaires et les repères anatomiques externes (distances relevées lors de la segmentation des cadavres), il est donc difficile d'apprécier la validité des résultats obtenus ainsi par Hinrichs (1990). De la même manière, De Leva (1996) choisit de réadapter les données de Zatsiorsky et coll. (1990). De Leva reprend donc les données de Zatsiorsky et coll. et complète les différentes données manquantes avec des données issues aussi bien de Clauser et coll. (1969) ou des moyennes effectuées sur des populations caucasiennes militaires (stature, hauteur moyenne des cervicales, hauteur moyenne de l'acromion...). La procédure alors utilisée par De Leva (1996) est identique à celle de Hinrichs (1990). C'est-à-dire qu'à partir des distances entre le marqueur externe et le centre articulaire correspondant, De Leva (1996) recalcule la localisation du centre de masse local du segment considéré. Par ailleurs, il corrige les moments d'inertie selon les différents axes de chacun des segments. Ces études de Hinrichs (1990) et De Leva (1996) utilisent donc des distances moyennes anatomiques pour localiser les centres articulaires à partir des repères anatomiques externes. Cependant, si ces ajustements sont nécessaires pour plus de précision dans les études qui emploient les tables anthropométriques, l'utilisation de moyennes est toujours discutable. De plus, ces distances varient également en fonction de la posture adoptée par le sujet.

D'autres études se sont alors intéressées à mesurer les centres articulaires directement sur le sujet par l'intermédiaire d'acquisitions vidéos. Dans ces recherches *in vivo* des centres articulaires, il faut distinguer deux catégories d'études : celles qui mettent en place un protocole précis en vue de mesurer les centres articulaires dans des conditions particulières et les études qui recherchent à localiser les centres articulaires directement lors de l'acquisition de mouvements.

La localisation précise des centres articulaires selon un protocole déterminé fait l'objet de nombreuses études qui exploitent une articulation particulière. Ainsi Wang et coll. (1998) enregistrent la position du centre articulaire de l'épaule. En effet, comme nous avons pu le préciser précédemment, localiser le centre articulaire de l'épaule pose un problème particulier puisque celui-ci est le résultat de différentes articulations combinées (articulation acromio-claviculaire et articulation scapulo-humérale). Wang et coll. (1998) déterminent alors le centre articulaire du complexe de l'épaule sur sept

sujets volontaires ne présentant pas de traumatisme passé ou présent dans cette région anatomique. Les sujets assis doivent alors effectuer différentes rotations maximales internes et externes du bras à différents degrés d'abduction. Grâce à l'acquisition vidéo de ces différents mouvements, Wang et coll. (1998) déterminent la position du centre articulaire de l'épaule en considérant celui-ci comme le centre d'une sphère. Cette sphère est alors définie par les différentes positions prises par le coude lors de l'expérimentation. Le centre de la sphère est obtenu par une optimisation de type descente de gradients. De la même manière, afin de localiser le centre articulaire de la hanche, Bush et Gutowski (2003), proposent une méthode qui utilise plusieurs sphères. En fait, si l'utilisation de sphères pour localiser un centre articulaire est assez courante, Bush et Gutowski (2003) adaptent cette méthode pour déterminer le centre articulaire de la hanche grâce à un protocole simple lorsque le sujet est assis. En effet, le protocole proposé par Bush et Gutowski (2003) consiste, pour le sujet, à effectuer des mouvements de flexion-extension du tronc et des mouvements d'abduction-adduction des cuisses. Ces deux mouvements permettent de définir deux sphères : une première centrée au niveau de l'épine iliaque antéro-supérieure du côté étudié et une seconde centrée au niveau de l'épicondyle fémoral latéral (Figure 14).

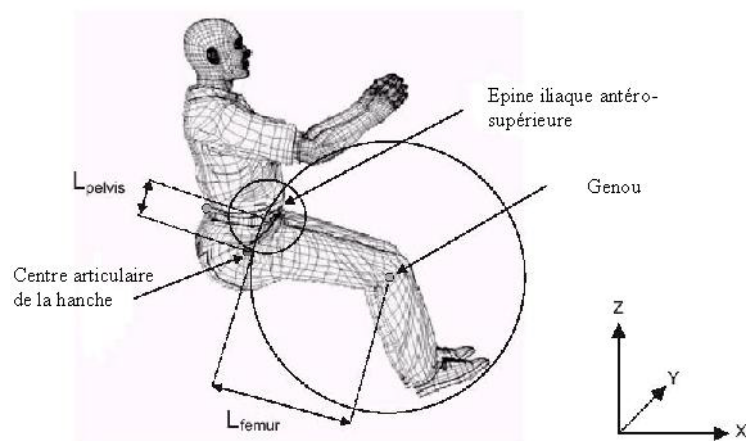


Figure 14 : illustration de la méthode de Bush et Gutowski, pour déterminer le centre articulaire de la hanche. (D'après Bush et Gutowski, 2003).

Les rayons de ces deux sphères sont déterminés au préalable grâce à la méthode de Seidel et coll. (1995). La méthode de Seidel et coll. (1995) est basée sur l'étude de cadavres. L'intersection de ces deux sphères permet de déterminer le centre articulaire de la hanche. Ces deux dernières études permettent donc de déterminer le centre de rotation articulaire lors de mouvements précis et non dans le cadre d'un mouvement

naturel. Cependant, lors de mouvements complexes, les articulations sont mobilisées différemment par rapport aux protocoles proposés. Ceci peut conduire à un échantillonnage différent des sphères qui entraîne une estimation différente du centre de rotation.

Pour définir les centres articulaires sans protocole dédié, une des premières techniques utilisées est celle issues des observations de Reuleaux (Reuleaux, 1876) qui permettent de définir un centre de rotation temporaire. En effet, Reuleaux, lors de ces observations du mouvement d'une roue, détermine un centre de rotation temporaire : ce point se définit alors comme l'intersection des perpendiculaires aux bissectrices de la rotation. Cette étude est reprise dans le cadre de l'étude des centres articulaires. Cependant, elle présente des limites particulièrement lors de faibles rotations comme le soulignent Moorehead et coll. (2003). Cette technique de Reuleaux est comparée à la méthode des sphères par Cereatti et coll. (2004). Cette comparaison avait déjà été réalisée par Gamage et Lasenby (2002) qui montrent grâce à la simulation que la méthode fonctionnelle des sphères est plus efficace. Ainsi, il semble que la méthode de Reuleaux soit trop sensible à l'amplitude des déplacements et donc à l'intervalle de temps où se détermine le centre de rotation temporaire. En vue d'effectuer une comparaison plus fine, Cereatti et coll. (2004) modifient la technique de Reuleaux de manière à préciser le vecteur déplacement et constatent qu'il n'existe pas de différence analytique entre cette méthode et la méthode des sphères. Cependant, d'autres études (Boulic et coll., 1998 ; Fua et coll., 2000 ; Herda et coll., 2001) tendent à utiliser la méthode des sphères pour toutes les articulations (Figure 15). La méthode des sphères pour déterminer les centres articulaires au cours du mouvement se base sur le principe que les distances segmentaires, c'est-à-dire les distances entre les articulations, sont constantes. On part donc du même principe que lors de la localisation du centre articulaire de l'épaule ou de la hanche lors d'un protocole. Le marqueur du segment adjacent possède une trajectoire qui s'inscrit sur une sphère centrée sur l'articulation qui lie les deux segments, si on se place dans un repère local au segment comprenant le centre articulaire.

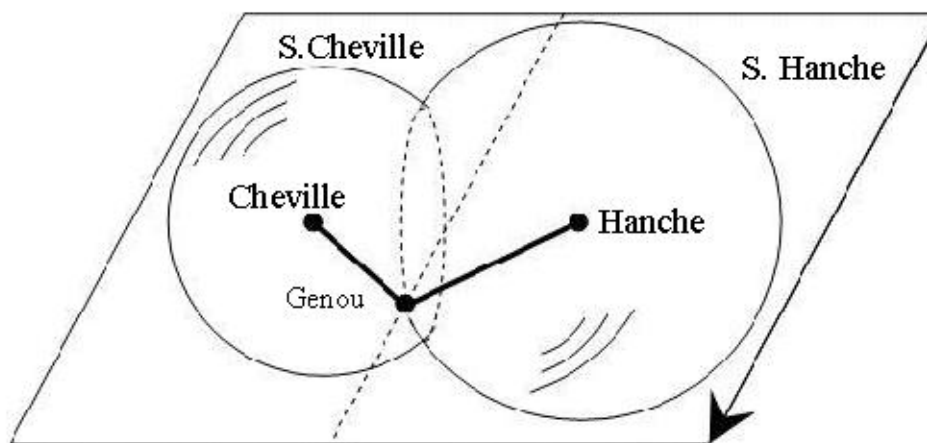


Figure 15 : illustration de la technique des sphères pour déterminer le centre articulaire du genou (D'après Ménardais, 2003).

Il existe donc différentes méthodes pour localiser les centres articulaires lors de l'analyse du mouvement. Si la détermination anatomique de ces centres articulaires paraît très discutable, l'utilisation de la méthode de Reuleaux ou de la méthode des sphères permet d'estimer les centres articulaires à partir de repères anatomiques externes. Ces deux dernières méthodes semblent alors déterminer les centres articulaires d'un individu de manière assez reproductible. La principale difficulté de ces méthodes est la nécessité de travailler sur des mouvements où les segments évoluent les uns par rapport aux autres de manière significative, pour couvrir au mieux les sphères. La détermination des centres articulaires reste tout de même essentielle dans l'analyse du mouvement afin d'unifier les points de repères et permettre des comparaisons plus aisées entre différents résultats issus de la littérature.

Une fois la modélisation du corps effectuée et, par conséquent, le choix du placement des marqueurs anatomiques, le calcul éventuel des centres articulaires et l'utilisation d'une table anthropométrique, la trajectoire du centre de masse globale est alors obtenue (Figure 7). La trajectoire du centre de masse est alors dérivée deux fois de manière à déterminer l'accélération du centre de masse. La résultante des forces externes appliquées au sujet est alors déterminée par la seconde loi de Newton à partir de la masse du sujet et de l'accélération du centre de masse.

8. Dérivation

Différents types de dérivation sont possibles : dériver de manière analytique ou de manière numérique. La dérivation analytique implique de connaître la fonction mathématique $f(x)$ pour ensuite obtenir $f'(x)$.

La dérivation numérique est plus généralement employée dans le cas de signaux échantillonnés. Elle approche la valeur de la dérivée par différences finies (voir Figure 16).

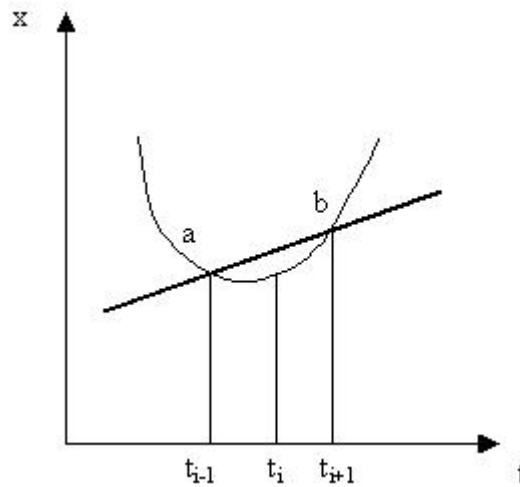


Figure 16 : exemple de courbe et de sa dérivée au point d'abscisse t_i .

La dérivation numérique par différences finies peut s'appliquer sur un voisinage plus ou moins large de l'instant t_i considéré. Une différence finie sur un voisin se définit par exemple :

$$x' = \frac{(x_{ii} - x_{ii-1})}{\Delta t}$$

où Δt est égal à l'intervalle qui sépare t_{i-1} et t_i et x' la valeur obtenue.

La dérivation est donc largement dépendante de l'intervalle de temps qui sépare deux données successives et du nombre de voisins considérés. Ainsi, pour un même point d'une même courbe, plusieurs valeurs de dérivées peuvent être obtenues. Ce calcul apporte donc, lui aussi, une imprécision importante.

IV. Les études de l'impulsion par dynamique inverse.

Les études utilisant la dynamique inverse pour étudier l'impulsion sont relativement récentes et se développent grâce au développement des systèmes d'acquisition de mouvements. La majorité de ces études s'intéressent à la caractérisation des impulsions en athlétisme. Ainsi, Yingling (1996) s'intéresse aux accélérations subies au niveau du pied en course, à l'instant du contact. Or, nous savons, selon la seconde loi de Newton, que l'accélération est en lien direct avec les forces exercées sur l'athlète. Ces accélérations reflètent en outre les variations de la force de réaction du sol. Yingling (1996) mesure ces accélérations par quatre accéléromètres de fréquence 500 Hz placés dans la chaussure du sujet, et par une caméra placée dans le plan frontal du sujet de fréquence 60 Hz. Cette caméra repère quatre marqueurs réfléchissants placés sur la chaussure et la jambe du sujet. Yingling (1996) teste alors 23 coureurs locaux qui portent tous le même type de chaussure. Chaque sujet passe deux séries d'essais différents :

- des essais avec une cale placée dans la chaussure afin de limiter le mouvement arrière du pied
- une série d'essais sans cette cale.

Yingling (1996) constate que les valeurs du premier pic de force de réaction du sol obtenues dans son étude sont plus faibles que celles reportées dans la littérature. De plus, Yingling (1996) n'établit aucune différence entre les impulsions avec la cale et les essais sans celle-ci.

Cependant, dans certaines activités, les outils cinématiques restent la seule manière d'appréhender ces impulsions. Ainsi, d'autres études qui utilisent les outils cinématiques, se sont intéressées à la caractérisation et à la mesure des impulsions dans les activités gymniques. Feller (1975) caractérise de manière cinématique et cinétique les impulsions du salto arrière (précédé d'une course d'élan et d'un flic-flac). Toujours en deux dimensions, mais avec l'atout d'un grand nombre de participants et des conditions de compétition, Brüggemann (1983) effectue une analyse cinématique grâce à une caméra à 200 images par seconde. Plus de soixante gymnastes ont participé à cette étude lors du déroulement d'une compétition et ont effectué un salto simple ou double selon les cas. Brüggemann estime alors la valeur du premier pic de force de réaction du sol à 6800 N verticalement et 2100 N horizontalement. De la même manière, il estime la durée de l'impulsion à 125ms. L'étude de l'impulsion dans les activités gymniques semble primordiale pour différentes raisons : limiter les blessures causées par des chocs

répétitifs, adapter le matériel : praticable, tapis de réception... Ces études sont en grande partie réalisées en deux dimensions et/ ou dans des conditions éloignées des conditions de pratique. Si on cherche à valider ces résultats, il est nécessaire de coupler les outils cinématiques et dynamiques, dans les disciplines qui le permettent

Pour améliorer la caractérisation de l'impulsion, de nombreuses études ont couplé une analyse cinématique et une étude dynamique. Ainsi l'étude de Rahmani et coll. (2000) comparent les valeurs de force obtenues par les mesures indirectes (par dynamique inverse) et directement par une plate-forme de forces, lors de la réalisation d'un squat par différents sujets sportifs, non spécialistes. Rahmani et coll. (2000) effectuent donc cette comparaison et constatent une bonne correspondance pour les courbes de force, de vitesse et de puissance entre les deux outils de mesure. Rahmani et coll. comparent de manière plus précise les valeurs des pics de force, des pics de vitesse et des pics de puissance. Ils obtiennent des coefficients de Pearson respectivement de 0,85 à 0,95 ; de 0,74 à 0,91 et de 0,85 à 0,95. Ces résultats varient alors en fonction de la charge appliquée à l'haltérophile (charge de 60 à 180 Kg).

Cette concordance des résultats est souvent vérifiée sur des activités simples, qui peuvent se mesurer lors de protocoles en laboratoire, comme les études qui concernent les sauts verticaux. Feltner et coll. (1999) enregistrent, par exemple, les performances de sauts verticaux de 25 sujets, selon deux conditions : avec ou sans l'aide des bras. Dans cette étude, l'utilisation des deux outils est complémentaire, permettant de mettre en relation les forces enregistrées avec les phases du mouvement. Cette complémentarité permet de déterminer les forces exercées aux articulations, par l'approche « bottum-up ».

Pour comparer de manière plus précise les données cinématiques et dynamiques, d'autres auteurs se focalisent sur les valeurs des pics de force évaluées par les deux outils. Kinolik et coll. (1980) mènent une étude chez des jeunes gymnastes féminines qui réalisent un salto avant sans élan à partir d'un contre-haut. L'analyse cinématique couplée à la plate-forme s'effectue par une caméra fixe à 100 images par seconde, placée orthogonalement au plan où les gymnastes exécutent leurs mouvements. Dans cette étude, les données qui ont permis la détermination de l'emplacement du centre de masse de chacun des sujets et pour chacun des essais, sont à nouveau les données cadavériques de Dempster (1967). Les pics de force de réaction du sol sont déterminés par la plate-forme de forces comme valant 2,9 fois le poids du corps pour le pied arrière

et 3,3 fois le poids du corps pour le pied avant. Ces valeurs correspondent à $962 \text{ N} \pm 388 \text{ N}$ et $1141 \text{ N} \pm 207 \text{ N}$ pour chacun des pieds lors de la réception de ce salto. Un des résultats intéressants de cette étude est la comparaison des différents sujets entre eux et pour des performances équivalentes (c'est-à-dire pour des hauteurs similaires du centre de gravité lors du vol). Kinolik et coll. (1980) constatent de grandes variations dans la valeur de ce pic de force.

Avec les mêmes outils, Bobbert et coll. (1991 et 1992) réalisent une analyse de l'impulsion dans le but de comparer les valeurs de force de réaction du sol obtenues par ces deux méthodes de mesure. Cette étude est réalisée sur trois sujets masculins qui effectuent plusieurs essais de course en variant le plus possible le style et la vitesse entre les différents essais. Ces variations sont choisies afin d'obtenir la plus grande variabilité de types de course. L'étude cinématique a été réalisée par quatre caméras échantillonnées à 200Hz. Ces caméras ont permis de repérer des marqueurs réfléchissants placés sur le corps du sujet. L'erreur de mesure due au placement externe des marqueurs a été estimée en mesurant la variation de distance de deux marqueurs positionnés sur le même segment et de distance supposée constante. Dans cette étude, cette erreur de mesure est estimée à 2 cm. Les résultats obtenus lors de la comparaison des deux méthodes montrent une relativement bonne correspondance lors des 50 premières millisecondes. Les valeurs du premier pic de force montrent des différences inférieures à 10% entre les deux méthodes. Ces résultats sont cependant, en accord avec l'étude de Miller et Nissinen (1987) : seules les composantes basses fréquences de la réaction du sol peuvent être déterminées précisément avec une double dérivation des données cinématiques. Dans des conditions similaires, ces auteurs effectuent cette comparaison chez des gymnastes masculins âgés de 19 à 23 ans, possédant de 4 à 9 ans d'expérience en gymnastique. Pour l'analyse cinématique, une caméra fixe 16 mm filme les mouvements du sujet dans le plan sagittal. Cette dernière enregistre les données à 196 images par seconde, alors que la plate-forme exécute l'acquisition des données à 1000 Hz. Le corps des sujets est alors modélisé en système de sept segments articulés. Les données cinématiques sont filtrées avec une fréquence de coupure estimée entre 7 et 9 Hz grâce au modèle de Jackson (1979). Dans cette étude, la durée moyenne de contact entre le gymnaste et le sol a été mesurée à $135 \pm 13 \text{ ms}$. La valeur du premier pic de force de réaction du sol est égale à 13,6 et 4,2 fois la masse du sujet, respectivement pour l'axe vertical et l'axe horizontal. Selon cette étude, les plus gros problèmes, pour

déterminer la valeur de la réaction du sol à partir des données cinématiques, sont liés au fait que la fréquence des caméras est inférieure à celle de la plate-forme. Un autre souci dans la détermination du pic de force de réaction du sol est lié à la localisation du centre de gravité. En effet, l'utilisation des tables de Dempster et coll. (1967), ne permet pas une individualisation dans la détermination de l'emplacement du centre de gravité, puisqu'il faut utiliser les rayons de giration issues de données cadavériques. Miller et Nissinen (1987) arrivent eux-aussi aux mêmes conclusions.

De nombreux auteurs couplent ainsi une analyse cinématique et une analyse dynamique pour qualifier au mieux les impulsions et valider leurs résultats par la dynamique qui reste une référence. Cependant, une approche différente peut être employée. Cette dernière approche consiste à utiliser la simulation. Ainsi, sans risquer de blesser les gymnastes, tout particulièrement, il est possible d'évaluer les valeurs d'impulsion.

La simulation est une méthode introduite récemment en biomécanique pour explorer les conditions mécaniques lors des activités sportives. Dans le domaine des activités gymniques, Yeadon et coll. (1990) expliquent la création des vrilles grâce à la simulation. A partir de son modèle à 11 segments, Yeadon et coll. (1993b et 1993c) montrent la possibilité de créer des vrilles lors de la phase aérienne. Dans l'étude de Yeadon et King (2002), ces auteurs réalisent une acquisition de mouvements d'un tumbler élite, puis conduisent une simulation qui vérifient les paramètres de fin d'impulsion (moment cinétique au centre de masse, vitesse du centre de masse, orientations et vitesses angulaires des segments). Cette étude a pour objectif de simuler la performance de double salto tendu à partir des paramètres d'entrée d'un simple salto. Ils comparent finalement les paramètres de fin d'impulsion issus de la simulation et les paramètres issus de l'acquisition de mouvement. Ils montrent alors une différence faible (<1%).

La simulation peut ainsi, permettre de mieux comprendre les phénomènes qui permettent de passer de la réalisation d'une figure à une autre. C'est d'ailleurs en partant de ce principe que Blajer et Czaplicki (2001) réalisent la simulation de salti avant et arrière au trampoline. Cependant, la limite de cette dernière simulation reste l'utilisation d'un modèle en deux dimensions.

V. Bilan :

De nombreuses d'études se sont intéressées à mesurer et à caractériser les impulsions. Toutefois, nous avons pu constater que l'impulsion dans les diverses activités liées à l'athlétisme est un phénomène très étudié, alors que d'autres disciplines sont moins explorées en raison de difficultés expérimentales. En effet, la force au cours du temps est mesurable par une plate-forme de forces qui reste l'outil référent pour cette mesure. Cependant une plate-forme de forces n'est pas toujours utilisable dans certaines disciplines sportives, telles que les activités gymniques. Une approche différente, utilisant la capture de mouvement, permet d'effectuer par dynamique inverse, la mesure de la force au cours du temps lors de la phase d'impulsion dans les activités gymniques. Cependant, cette méthode nécessite de nombreuses étapes intermédiaires : la modélisation du corps humain, le calcul du centre de masse global du corps par le biais de l'utilisation de tables anthropométriques, le filtrage de cette trajectoire et sa double dérivation, afin de retrouver, grâce à la seconde loi de Newton, la résultante des forces externes appliquées au sujet. Toutes ces étapes soulèvent de nombreuses questions sous-jacentes comme le choix de la table anthropométrique afin d'individualiser les données au sujet participant à l'étude. L'optimisation des paramètres segmentaires semble une voie possible pour les individualiser, cependant elle nécessite, là encore, l'utilisation d'une plate-forme de forces.

La plupart des études utilisant la dynamique inverse sont réalisées en deux dimensions alors que certains mouvements complexes, en gymnastique par exemple, nécessitent une analyse en trois dimensions. Enfin les critères généralement retenus pour caractériser les impulsions (durée de l'impulsion, valeur du pic de force verticale, instant où intervient ce pic) donnent des résultats très variables d'une étude à l'autre et parfois au sein d'une même étude. Comme l'impulsion évolue pendant toute la phase de contact, la résumer à ces quelques informations peut expliquer ces résultats difficiles à interpréter. Est-il suffisant de trouver deux pics de force similaires pour conclure que les deux impulsions sont identiques ? Il nous semble donc pertinent de proposer de nouvelles méthodes pour caractériser ces impulsions.

Synthèse et Objectifs

L'objectif est de comprendre le lien entre l'impulsion et la performance ainsi que les contraintes mécaniques qu'elle impose aux sujets. Pour cela, nous proposons d'utiliser la simulation qui permet de faire varier des paramètres de l'impulsion et d'en vérifier l'effet sur la performance. Pour y parvenir, nous proposons d'utiliser des méthodes d'optimisation de courbes. Nous devons donc proposer, au préalable, une méthodologie de calcul et une modélisation de l'impulsion plus précises et plus complètes que celles disponibles dans la littérature.

La revue de littérature met en évidence que l'impulsion est généralement caractérisée par différents paramètres : la durée de cette impulsion, la valeur du pic maximal de la force de réaction du sol et l'instant où intervient ce pic. Ces paramètres ne suffisent pas à caractériser complètement ce phénomène. La forme de la courbe, par exemple, n'est pas prise en compte pour caractériser ces impulsions. Modéliser la forme de la courbe nous semble une voie intéressante pour mieux caractériser ces impulsions.

Etude 1 : Individualisation des paramètres segmentaires

Comme le montre la revue de littérature, la dynamique inverse est très sensible au choix de la table anthropométrique utilisée. Dans cette étude, nous proposons une nouvelle méthode basée sur l'optimisation des paramètres segmentaires afin de les individualiser. Cette méthode est alors validée en comparant les résultats obtenus par dynamique inverse, à ceux mesurés par la plate-forme de forces.

I. Matériel et méthodes.

1. Sujets

Huit sujets volontaires ont participé à cette première étude. Leurs caractéristiques d'âge et de taille sont reportées dans le tableau ci-dessous. Leurs masses sont déduites de l'enregistrement du poids effectué par la plate-forme de forces. La population utilisée pour cette étude est une population jeune, active mais non sportive.

Sujet	âge (années)	taille (m)	masse (kg)
1	32	1,76	67,3
2	29	1,80	71,8
3	33	1,71	67,4
4	24	1,86	67,3
5	29	1,80	74,0
6	28	1,81	71,0
7	22	1,78	67,9
8	31	1,79	72,4
moyenne	28,5	1,79	69,9

Tableau 4 : caractéristiques des sujets participant à l'Etude 1.

Au total, les sujets réalisent quinze sauts. Pour les dix premiers essais, les sujets doivent sauter verticalement en effectuant une flexion des deux genoux (sauts groupés) avec, simultanément, un mouvement des bras lors la phase aérienne (Figure 17). Ceci entraîne un mouvement important des segments les uns par rapport aux autres. La consigne donnée au sujet est de se maintenir à la station debout, immobile, au début de l'enregistrement.



Figure 17: kinénogramme (vue latérale) du saut groupé.

Lors des cinq derniers essais, les sujets pouvaient sauter librement, en mobilisant un maximum de segments corporels (exemple en Figure 18).

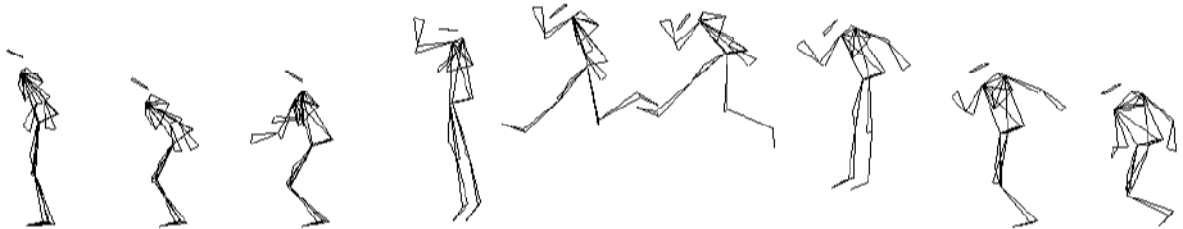


Figure 18 : kinénogramme (vue latérale) d'un saut libre.

2. Matériel

Dans cette étude, deux systèmes de mesure ont été couplés :

- un système d'acquisition de mouvements qui permet d'identifier les masses en phase aérienne, et
- une plate-forme de forces afin de valider les résultats obtenus.

Système d'acquisition de mouvements

Les données cinématiques ont été mesurées grâce à un système optoélectronique : le système Vicon 370 (Oxford Metrics®). Ce système est composé de 7 caméras infrarouges, cadencées à 60Hz. Ce système permet une analyse tri-dimensionnelle du mouvement, à partir de l'image provenant de caméras numériques synchronisées (Figure 19).



Figure 19 : caméra du système Vicon 370 (Oxford Metrics®).

Pour analyser le mouvement humain, on place donc 33 marqueurs réfléchissants sur le corps du sujet. Pour limiter les erreurs intra-opérateurs, un seul expérimentateur place les marqueurs sur les repères anatomiques du sujet. (Figure 20) :

- malléoles latérales droite et gauche,
- tubérosités du calcaneum droit et gauche,
- faces dorsales des 3^{ème} orteils droit et gauche,
- épicondyles latéraux des fémurs droit et gauche,
- épicondyles médiaux des fémurs droit et gauche,
- épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche (EIASd et EIASg),
- épines iliaques postéro-supérieures droite et gauche (EIPSd et EIPSg),
- processus xiphoïde,
- incisure jugulaire,
- processus épineux de T10,
- processus épineux de C7,
- omoplate droite,
- acromions droit et gauche,
- épicondyles latéraux de l'humérus droit et gauche,
- épitrochlées de l'humérus droit et gauche,
- apophyses styloïdes du radius droit et gauche,
- apophyses styloïdes du cubitus droit et gauche,
- quatre marqueurs définissant le plan de Frankfort de la tête (plan horizontal) disposés à l'aide d'un bandeau.

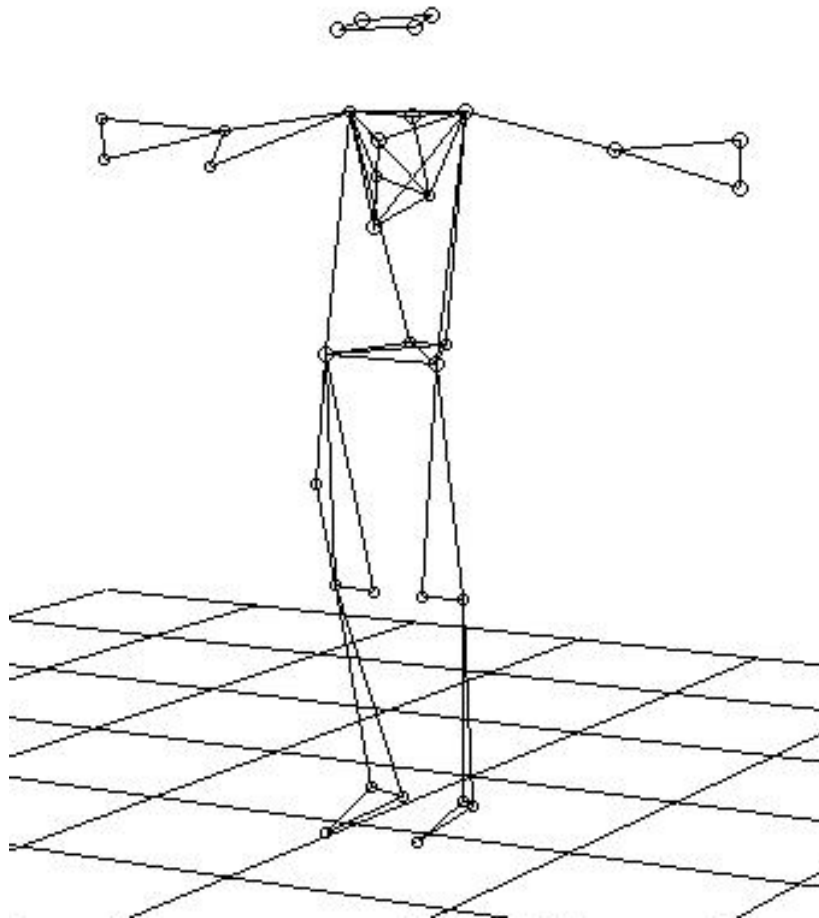


Figure 20 : placement des marqueurs au niveau des repères anatomiques du corps du sujet.

Le corps humain est considéré comme un système poly-articulé, composé de 12 segments rigides (tronc, tête, bras, avant-bras, cuisses, tibias, pieds). Les sept caméras sont disposées autour de l'aire de saut de manière à ce que chaque marqueur soit visible par deux caméras au moins. Le volume d'acquisition est alors relativement réduit, compte tenu du mouvement étudié. Ce volume est alors de 2*2 m au sol et de 4 m en hauteur.

Plate-forme de forces

Dans cette étude, l'acquisition de mouvements est couplée à l'enregistrement des données dynamiques. Ces dernières sont recueillies grâce à une plate-forme de forces AMTI OR6-5 (AMTI®), mesurant 46,4*50,8*8,26 cm et encastrée dans le sol. Dans cette première étude, la fréquence d'acquisition, le gain et la durée de l'enregistrement ont été fixés respectivement à 500 Hz, 1, et 5 s.

3. Méthodes

Dans un premier temps, à partir des trajectoires acquises, les centres articulaires sont calculés selon la méthode des sphères inspirée de celle utilisée dans la littérature (Boulic et coll., 1998 ; Wang et coll., 1998). Comme nous avons pu le voir précédemment, cette détermination repose sur l'hypothèse que les distances entre les marqueurs et le centre articulaire sont fixes, incluant donc une modélisation des segments en solides rigides articulés.

Calcul des centres articulaires

- Cheville :

Pour la détermination du centre articulaire de la cheville, nous calculons le vecteur normal au membre inférieur, résultant du produit vectoriel entre le vecteur représentant la cuisse et le vecteur directeur de la jambe (Figure 21). Le centre articulaire de la cheville se trouve alors sur un axe parallèle à ce vecteur normal passant par le marqueur de la cheville (marqueur placé au niveau de la malléole latérale).

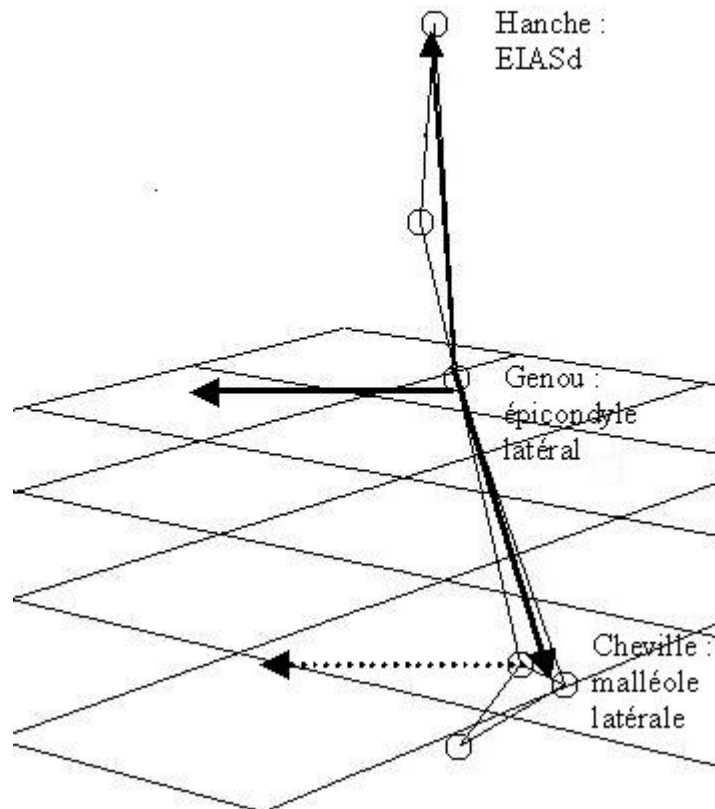


Figure 21 : schéma du procédé permettant de déterminer le centre articiel de la cheville.

L'emplacement du centre articiel de la cheville est alors défini sur cet axe à une distance connue du marqueur, mesurée lors d'un enregistrement statique. Cette distance est évaluée à la moitié de la distance séparant les deux malléoles.

- Genou :

Le centre articiel du genou est déterminé de manière similaire. Ainsi, on calcule le vecteur normal au plan de la jambe (Figure 22). Le centre articiel du genou se situe alors sur un axe normal au plan de la jambe, qui passe par le marqueur placé au niveau de l'épicondyle latéral du fémur. Il se situe alors à une distance déterminée de ce marqueur qui correspond à la moitié de la largeur du genou (mesurée lors de l'enregistrement statique), c'est-à-dire la distance mesurée entre les épicondyles latéral et médial de l'humérus.

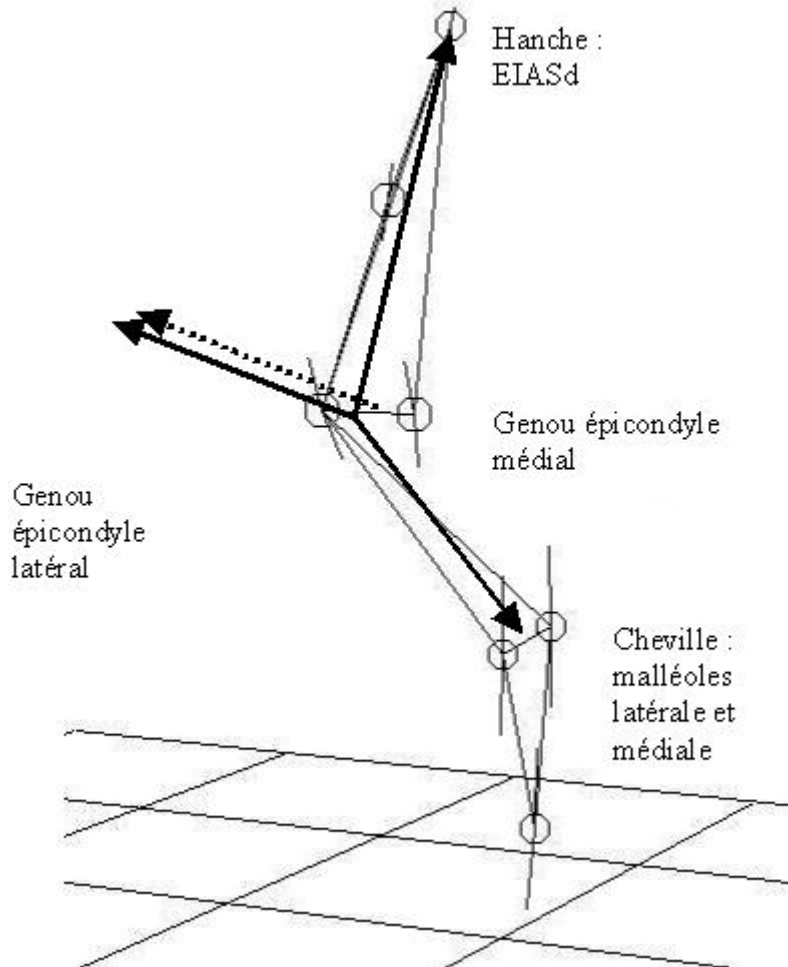


Figure 22 : schéma du procédé permettant de déterminer le centre articulaire du genou.

- Hanche :

Le centre articulaire de la hanche est défini comme le centre d'une sphère dans un repère lié au bassin. Pour déterminer le centre articulaire de la hanche, différentes étapes sont nécessaires (Figure 23). La première étape consiste à créer un référentiel dont l'origine (O) sera le centre des deux marqueurs placés sur les épines iliaques antéro-supérieures. Ce référentiel possède un axe x reliant le milieu des épines iliaques postéro-supérieures à l'origine du référentiel. L'axe y se définit comme l'axe passant par les deux épines iliaques antéro-supérieures (EIASd et EIASg). L'axe Z est le résultat du produit vectoriel :

$$\vec{z} = \vec{x} \wedge \vec{y} ;$$

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

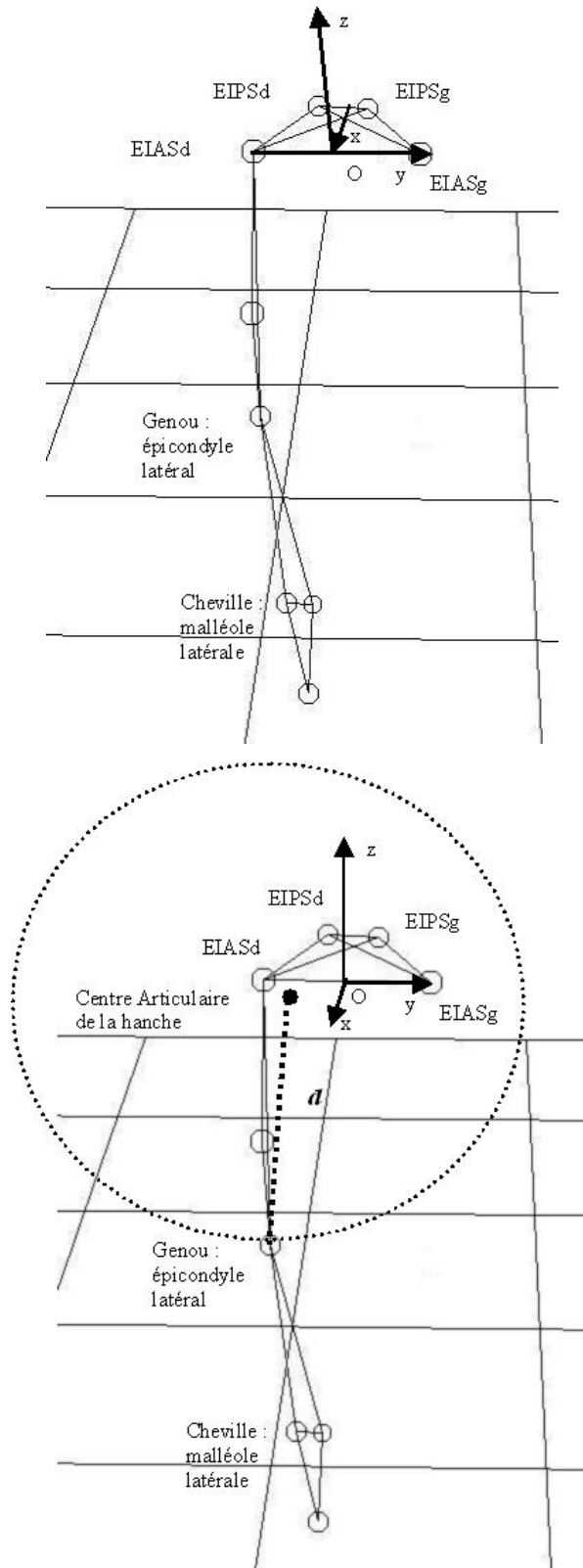


Figure 23 : schémas du procédé permettant de déterminer le centre articulaire de la hanche.

Dans ce référentiel, nous calculons les coordonnées du genou, en appliquant à la trajectoire du marqueur du genou la matrice de transformation nécessaire. La méthode sélectionnée pour déterminer les centres articulaires à partir de marqueurs externes

repose sur le principe de distance fixe entre un marqueur et le centre articulaire adjacent. Nous effectuons donc une optimisation en utilisant la méthode MDS (Multi directional Search, Torczon, 1989). La fonction à minimiser est alors :

$$f(\{x\}) = \sum_{i=1}^l \left[\left((x_G - x_C)^2 + (y_G - y_C)^2 + (z_G - z_C)^2 - d^2 \right)^2 \right] \quad \text{Équation 8}$$

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

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

- Epaule :

Le centre articulaire de l'épaule est évalué selon le même procédé (Figure 24). Ainsi, on détermine pour chaque pas de temps, un référentiel dont l'axe x est l'axe passant par le marqueur situé au niveau de l'incisure jugulaire et celui placé au niveau du processus épineux de la septième cervicale. L'axe y est alors l'axe qui passe par les deux marqueurs situés au niveau des acromions de l'épaule droite et gauche. L'axe z est alors défini comme le vecteur résultat du produit vectoriel. Enfin un nouveau produit vectoriel entre les vecteurs directeurs y et z est réalisé de manière à former un repère direct orthonormé.

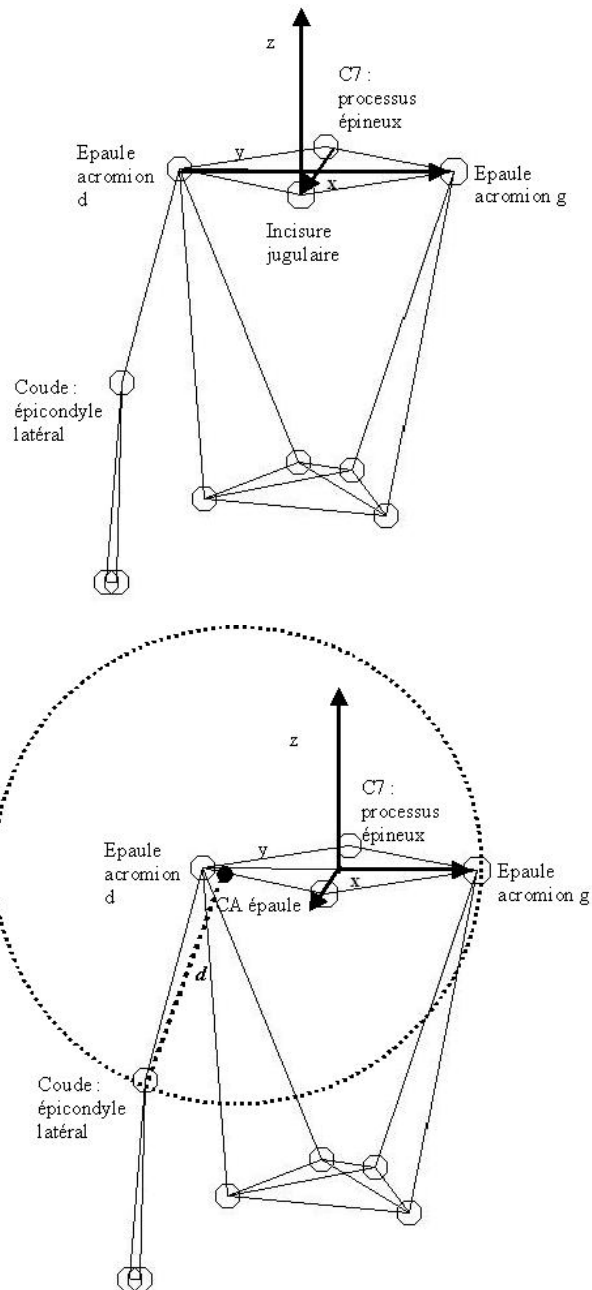


Figure 24 : schémas du procédé permettant de retrouver le centre artriculaire de l'épaule.

Les coordonnées du marqueur situé au niveau de l'épaule sont alors ramenées dans ce nouveau référentiel, via la matrice de rotation. On suppose alors que la distance entre le marqueur placé au niveau du coude et le centre artriculaire de l'épaule est fixe. Pour s'assurer de cette constance, nous utilisons à nouveau l'optimisation MDS dont la fonction à minimiser est :

$$f(\{x\}) = \sum_{i=1}^l \left[\left((x_C - x_E)^2 + (y_C - y_E)^2 + (z_C - z_E)^2 - d^2 \right)^2 \right] \quad \text{Équation 9}$$

où d est la distance entre le genou et le centre articulaire de la hanche (centre de rotation), $E(x_E, y_E, z_E)$ est le centre de rotation recherché, $G(x_C, y_C, z_C)$ est le marqueur placé au niveau de l'épicondyle latéral de l'humérus et l , le nombre d'images sur lequel est effectué l'optimisation.

- Coude :

Le centre articulaire du coude est déterminé de manière analogue au centre articulaire du genou (Figure 25). On calcule l'axe normal au membre supérieur en effectuant le produit vectoriel entre les vecteurs directeurs du bras et de l'avant-bras. Le centre articulaire du coude se situe sur un axe parallèle passant par l'épicondyle latéral de l'humérus à la distance ' d ' de ce marqueur.

Cette distance ' d ' est alors déterminée comme le milieu de la distance séparant l'épicondyle latéral de l'humérus à l'épitrachée, mesurée lors de l'enregistrement statique.

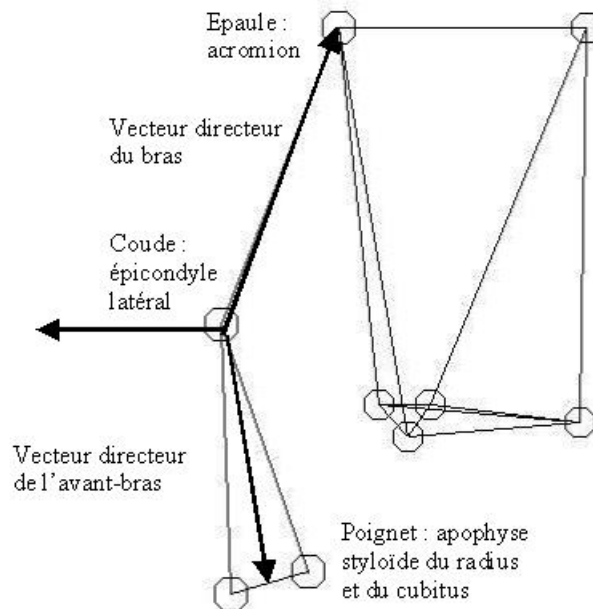


Figure 25 : schéma du procédé permettant de déterminer le centre articulaire du coude.

- Poignet :

Nous déterminons le centre articulaire du poignet comme le centre des deux marqueurs placés sur l'apophyse styloïde radiale d'une part et sur l'apophyse styloïde du cubitus d'autre part.

Calcul de la position du centre de masse

Pour évaluer la position du centre de masse, on utilise la position du centre de masse local de chacun des 11 segments ainsi que les données issues d'une table anthropométrique. La table anthropométrique utilisée est celle de De Leva (1996) qui a adapté les localisations des centres de masses locaux proposés par Zatsiorsky et coll. (1990) afin de tenir compte des centres articulaires plutôt que des marqueurs anatomiques externes. En effet, parmi toutes les tables existantes, celle-ci est la plus appropriée compte tenu des caractéristiques de notre population : population jeune et active.

La trajectoire du centre de masse ainsi calculée est alors la base de notre processus d'optimisation des masses segmentaires.

Optimisation des paramètres segmentaires

En raison de nombreuses imprécisions, dont la non-individualisation des paramètres segmentaires, la trajectoire du centre de masse ne suit pas exactement une parabole lors de la phase aérienne. Or selon la seconde loi de Newton, si on néglige les frottements dus à l'air, l'accélération du centre de masse doit être égale à la gravité, c'est-à-dire 9,81 m/s². Notre méthode consiste donc à optimiser les masses segmentaires m_i de manière à ce que l'accélération du centre de masse soit la plus proche possible de la gravité en phase aérienne. Cela revient à minimiser la fonction de coût suivante :

$$f(\{m_i\}) = \prod_{i=1}^{12} \left(\frac{1}{p(m_i) + \varepsilon} \right) \times \sum_{t=1}^T \left(\ddot{G}(\{m_i\}, t) - g \right)^2 \quad \text{(Équation 10)}$$

où $m_{12} = M - \sum_{i=1}^{11} m_i$ assurant que la somme des masses segmentaires est égale à la masse totale de l'individu M (m_{12} est la masse du tronc). Dans l'équation ci-dessus, g est l'accélération gravitationnelle, T est le nombre d'images pendant la phase de vol, ε est

une petite valeur arbitrairement choisie (évite que le dénominateur ne soit égale à zéro) et G est la fonction qui retourne la position verticale du centre de masse selon la masse m_i à un temps t . $p(m_i)$ est la probabilité pour un jeu de masses segmentaires d'être réaliste. La dimension de l'espace de recherche est égale au nombre d'inconnues m_i (tous les segments sauf le tronc). Plus exactement, pour définir la dimension de l'espace de recherche, une de nos hypothèses de travail est que les masses du côté gauche et du côté droit soient égales. Ainsi, la masse de l'avant-bras droit est égale à la masse de l'avant-bras gauche et il en est de même pour les autres segments du corps. Les valeurs initiales correspondent aux valeurs déterminées par Zatsiorsky et coll. (1990).

Dans cette étude, nous avons choisi arbitrairement que la probabilité est égale à un dans l'intervalle limité des valeurs des masses segmentaires de Zatsiorsky et coll. (1990) avec plus ou moins 30%. Cette probabilité est alors égale à zéro au-delà de ces frontières. Si seulement une de ces masses est au-delà de ces limites, la fonction de coût aboutit à une très grande valeur. Au contraire, si toutes ces masses sont à l'intérieur de cet intervalle, la fonction renvoie la distance moyenne entre l'accélération du centre de masse avec les masses optimisées et la gravité.

Pour résoudre ce problème de minimisation, nous avons choisi d'utiliser la technique d'optimisation MDS, (Multidirectional Search Algorithm ; Torczon, 1989). Ce choix est lié au fait que la recherche (incluant expansion et contraction) s'effectue dans toutes les directions au cours des itérations (Figure 26) contrairement à d'autres méthodes, comme le simplexe. La solution de départ est alors comparée à tous ses voisins dans la limite du pas déterminé au préalable. L'optimisation est donc plus rapide et moins sensible aux minima locaux. Ceci permet de résoudre des fonctions complexes comme celle que nous utilisons dans cette étude. De plus, l'algorithme de MDS ne nécessite pas de dérivation contrairement à des méthodes de type « descente de gradients ». Or, nous manipulons l'accélération du centre de masse, une donnée déjà dérivée deux fois. Une nouvelle dérivation risquerait d'engendrer des divergences.

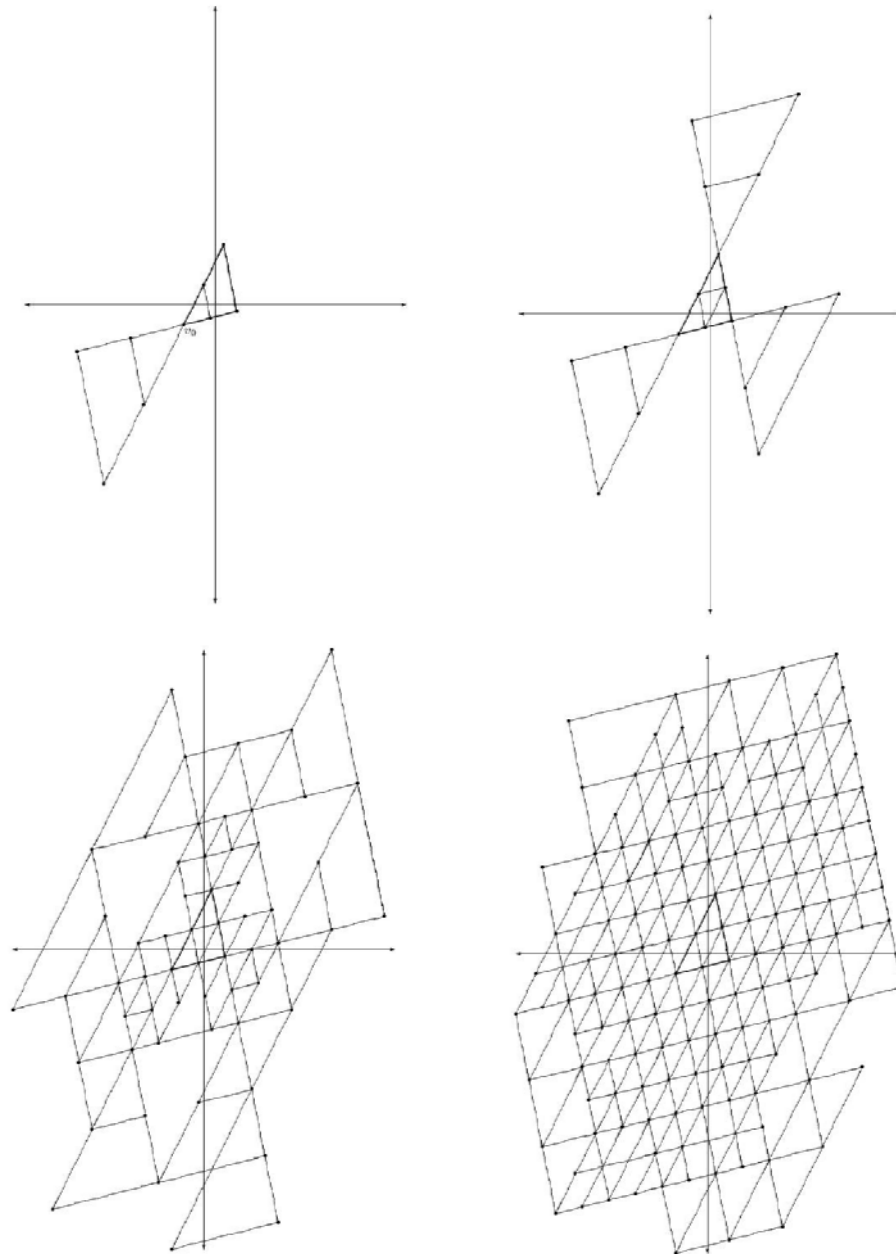


Figure 26: schématisation de l'optimisation MDS qui s'étend dans toutes les directions au fur et à mesure des itérations, d'après Torczon (1989).

MDS utilise un simplexe pour chercher une valeur voisine, la taille du simplexe est dans notre étude fixée arbitrairement à 0,1 Kg. Le simplexe s'étend de 1,1 et se rétracte également de cette même valeur. Le simplexe teste alors de nombreux voisins et évite plus facilement les minima locaux. Les candidats sont classés et sont retournés dans la fonction de coût. Le procédé d'optimisation est testé de manière itérative jusqu'à ce qu'une solution soit trouvée.

L'accélération du centre de masse ainsi recalculée à l'aide des nouvelles masses segmentaires (masses optimisées) est alors filtrée grâce à un filtre de Butterworth du second ordre. La fréquence de coupure est égale à 15 Hz, ce qui revient à conserver 95% du signal.

L'accélération du centre de masse est finalement comparée aux accélérations du centre de masse obtenues grâce aux données de la plate-forme de forces, lors de la phase d'impulsion.

II. Résultats

1. l'optimisation des masses en phase de vol

Afin d'évaluer la validité de la solution déterminée par l'optimisation, la première démarche consiste à évaluer la différence qui existe entre une parabole d'accélération -9.81m.s^{-2} et la trajectoire du centre de masse lors de la phase aérienne. C'est-à-dire que nous évaluons l'erreur RMS qui existe entre l'accélération verticale (az) obtenue grâce aux données cinématiques et la gravité.

La deuxième colonne du Tableau 5 présente l'erreur RMS entre l'accélération du centre de masse à partir des masses originelle (masses issues des données de Zatsiorsky et coll., 1990) et la gravité. La troisième colonne de ce tableau présente l'erreur RMS entre la gravité et l'accélération du centre de masse calculée avec les masses optimisées. La première colonne de ce tableau montre le pourcentage du gain entre ces deux erreurs.

Tableau 5 : erreur RMS entre l'accélération du centre de masse et -9.81m.s^{-2} en optimisant ou non les masses.

Sujet	% gain	Erreur RMS données originelles	Erreur RMS données optimisées
1	62	0,20	0,10
2	52	0,42	0,15
3	51	0,07	0,03
4	44	0,13	0,06
5	33	0,21	0,13
6	37	0,04	0,03
7	49	0,05	0,03
8	57	0,20	0,10

Ce tableau montre que le gain obtenu en optimisant les masses est relativement important (48% en moyenne pour tous les essais) par rapport aux masses originelles. L'optimisation des masses induit donc une trajectoire du centre de masse plus proche de la valeur de la gravité lors de la phase aérienne, si on utilise les masses optimisées.

Le Tableau 6 présente les masses obtenues par optimisation exprimées en pourcentage de la masse totale du corps. Ces valeurs correspondent aux pourcentages moyens des masses et leurs écarts types respectifs par sujet lors de l'optimisation effectués sur les quinze essais.

Tableau 6 : masses (moyennes \pm écarts types en %) pour chacun des segments de chaque individu, obtenues par optimisation lors de la phase aérienne des sauts.

Sujet	Masse totale (kg)	Tronc (%)	Avant-bras (%)	Bras (%)	Pied (%)	Jambe (%)	Cuisse (%)	Tête (%)
1	67	44,2 \pm 5,9	1,9 \pm 0,3	3,3 \pm 0,5	1,5 \pm 0,4	3,9 \pm 1,2	13,3 \pm 2,7	7,9 \pm 1,3
2	72	41,8 \pm 5,8	2,0 \pm 0,4	3,0 \pm 0,7	1,6 \pm 0,4	5,3 \pm 1,0	13,9 \pm 3,3	6,8 \pm 1,9
3	67	41,5 \pm 6,2	1,6 \pm 0,5	2,8 \pm 0,8	1,5 \pm 0,4	4,3 \pm 1,1	15,9 \pm 2,9	6,3 \pm 1,6
4	67	42,3 \pm 6,7	1,4 \pm 0,4	2,8 \pm 0,7	1,5 \pm 0,4	4,8 \pm 1,1	15,4 \pm 3,1	6,0 \pm 1,5
5	74	46,1 \pm 6,6	1,5 \pm 0,5	2,5 \pm 0,7	1,8 \pm 0,0	3,7 \pm 1,1	14,0 \pm 3,2	6,9 \pm 2,1
6	71	42,6 \pm 4,8	1,9 \pm 0,4	3,2 \pm 0,6	1,6 \pm 0,3	4,8 \pm 0,5	11,3 \pm 4,4	8,3 \pm 1,1
7	68	43,9 \pm 6,7	1,7 \pm 0,5	2,8 \pm 0,7	1,2 \pm 0,3	3,9 \pm 1,1	14,9 \pm 3,0	7,0 \pm 1,9
8	72	43,2 \pm 5,2	1,2 \pm 0,4	1,9 \pm 0,6	1,3 \pm 0,4	4,7 \pm 0,9	15,4 \pm 2,4	7,5 \pm 1,7
Zatsiorsky et coll. (1990)	-	43,7	1,6	2,7	1,4	4,4	14,2	7,0

D'un point de vue général, ces résultats montrent une répartition des masses différentes de celles de Zatsiorsky et coll. (1990 ; notées masses originelles). Si nous comparons directement les masses obtenues grâce à l'optimisation (« masses optimisées ») par rapport aux données originelles pour chaque sujet (Tableau 6), nous constatons que le bras et la tête ont des masses légèrement plus importantes. Les masses évoluent peu par rapport aux masses originelles.

Les masses optimisées semblent assez réalistes puisqu'elles se différencient des masses originelles tout en restant dans le proche voisinage de celles-ci. Cependant les fluctuations entre les différents essais exécutés par les sujets sont plus importantes (6,7 % au maximum) que les variations observées lors d'une mesure directe (3 % lors d'une mesure par scanner aux rayons gamma, Zatsiorsky et coll., 1990).

Il nous reste à vérifier maintenant quels sont les effets de l'optimisation des masses sur le calcul du centre de masse pendant la phase de contact.

2. Application à la phase de contact

La Figure 27 présente un exemple de résultante des forces externes obtenue pour le quatrième sujet, de trois manières différentes :

- par mesure directe (courbe C),
- par dynamique inverse en utilisant les masses originelles de Zatsiorsky et coll. (1990 ; courbe C_o) et
- par dynamique inverse en utilisant les masses optimisées (courbe C_{no}).

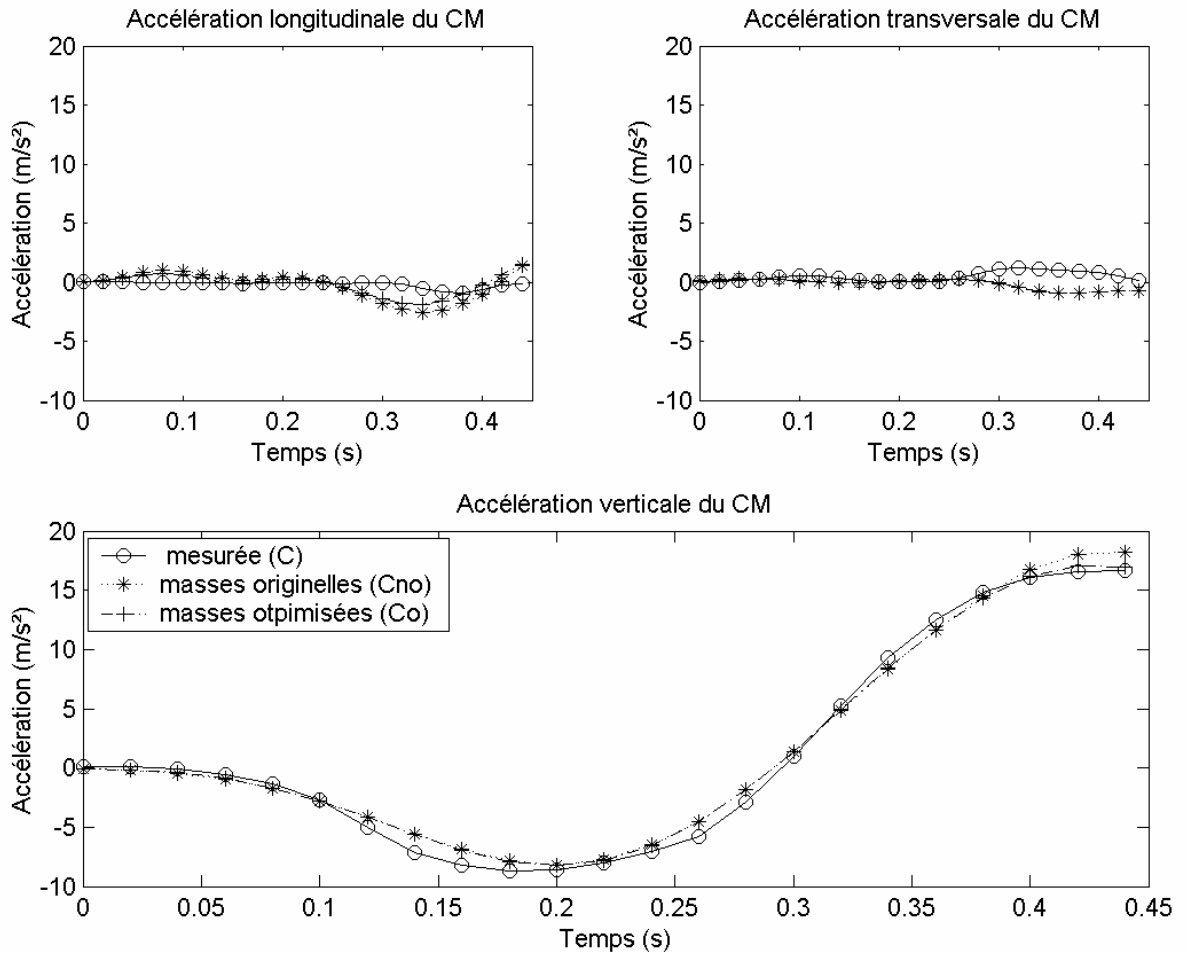


Figure 27 : comparaison de l'accélération du centre de masse mesurée et obtenue par dynamique inverse, avec ou sans l'optimisation des masses.

Qualitativement, en Figure 27, on peut voir que l'accélération du centre de masse de la courbe mesurée n'est pas nettement plus proche de C_o ou de C_{no} .

Dans la littérature, la valeur du pic d'accélération est un des critères principaux pour comparer les impulsions. Afin d'appréhender de manière plus précise l'intérêt de l'optimisation des masses lors de l'application à la phase d'impulsion, nous nous intéressons donc à présent aux valeurs maximales des pics d'accélérations verticales (Tableau 7).

Tableau 7 : valeurs moyennes par sujet des pics maximaux d'accélérations verticales (en $m.s^{-2}$), avec entre parenthèse la différence moyenne entre le pic d'accélération mesuré et le pic d'accélération calculé avec ou sans optimisation des masses.

Sujet	pic maximal d'accélération verticale		
	plate-forme de forces ($m.s^{-2}$)	données originelles ($m.s^{-2}$)	données optimisées ($m.s^{-2}$)
1	15,1	13,5 (1,6)	13,8 (1,3)
2	13,8	13,3 (0,5)	13,3 (0,5)
3	14,8	15,9 (1,1)	16,5 (1,7)
4	15,8	14,6 (0,8)	14,7 (0,9)
5	13,3	12,8 (0,5)	13,1 (0,2)
6	17,4	15,0 (2,4)	15,3 (2,1)
7	21,5	17,7 (3,8)	18,1 (3,4)
8	18,2	18,3 (0,1)	17,1 (0,9)

Ainsi, le Tableau 7 présente la moyenne par sujet des valeurs maximales d'accélération verticale lors de l'impulsion enregistrée par la plate-forme de forces ou obtenues par dynamique inverse en prenant en compte les masses originelles ou les masses optimisées. Nous observons que ce paramètre ne montre pas d'amélioration (faible amélioration pour uniquement 44,2% des fichiers) avec l'utilisation des masses optimisées.

Evaluer la valeur du pic maximal d'accélération constitue une limite puisque l'on s'intéresse seulement à un point de la courbe d'accélération. Afin de comparer l'ensemble de la courbe nous avons déterminé les coefficients de corrélation entre les courbes calculées par dynamique inverse et mesurée par la plate-forme de forces (Tableau 8).

Tableau 8 : coefficients de corrélation moyens par sujet calculés entre la courbe d'accélération obtenue à partir de la plate-forme de forces et celles obtenues par dynamique inverse en utilisant ou non de l'optimisation des masses.

Sujet	coefficient de corrélations entre les données mesurées et les	
	données originelles	données optimisées
1	0,96	0,96
2	0,99	0,98
3	0,88	0,87
4	0,97	0,95
5	0,98	0,97
6	0,90	0,90
7	0,96	0,99
8	1,00	1,00

Nous constatons une fois encore que l'optimisation des masses n'apporte pas d'amélioration réelle par rapport aux données de la plate-forme de forces.

Afin de mener cette recherche plus en avant, nous élargissons l'optimisation des paramètres segmentaires aux localisations des centres de masse locaux par rapport aux points proximaux des segments. Les résultats de cette nouvelle optimisation sont présentés ci-après.

3. Optimisation des masses et des localisations des centres de masse locaux.

De la même manière que pour la seule optimisation des masses, notre premier souci est de vérifier l'effet de ces améliorations de calcul sur la précision de mesure, en conservant les données issues de la plate-forme de forces comme données étalon.

L'optimisation des localisations des centres de masse locaux est effectuée par la même procédure que pour la seule optimisation des masses segmentaires. La fonction à minimiser devient alors :

$$f(\{m_i, coeff_i\}) = \prod_{i=1}^{12} \left(\frac{1}{p(m_i, coeff_i) + \varepsilon} \right) \times \sum_{t=1}^T \left(\ddot{G}(\{m_i, coeff_i\}, t) - g \right)^2$$

Équation 11

où m_i est la masse du $i^{\text{ème}}$ segment, $coeff_i$ la localisation du centre de masse locale du $i^{\text{ème}}$ segment par rapport au point proximal du segment i , g est l'accélération gravitationnelle, T est le nombre d'images pendant la phase de vol, ε est une petite valeur arbitrairement choisie (évite que le dénominateur ne soit égale à zéro) et G est la fonction qui retourne la position verticale du centre de masse selon la masse m_i à un temps t . $p(m_i)$ est la probabilité pour un jeu de masses segmentaires d'être réaliste. Une contrainte supplémentaire est alors imposée à l'optimisation MDS : les coefficients de localisation des centres de masse doivent être compris dans un voisinage de 20% par rapport aux données originelles de De Leva (1996). Le nombre d'inconnues est bien évidemment augmenté de manière à effectuer l'optimisation des masses et des localisations des centres de masses locaux. Enfin, de manière à limiter ce nombre d'inconnues, on suppose que les masses et les localisations des centres de masse sont identiques pour le côté droit et le côté gauche du sujet.

Ainsi, le Tableau 9 montre l'erreur RMS observée pour la moyenne des essais de chaque sujet qui existe entre la gravité et l'accélération du centre de masse lors de la phase aérienne calculée avec ou non l'optimisation des masses segmentaires et des localisations des centres de masse locaux.

Tableau 9 : pourcentage du gain dans l'éloignement de la courbe d'accélération du centre de masse issue de la capture de mouvement et la gravité lors de la phase de vol, erreur RMS résultante lors de l'utilisation ou non de l'optimisation des masses segmentaires et la localisation des centres de masse locaux.

Sujet	% gain	Erreur RMS données originelles	Erreur RMS masses optimisées	Erreur RMS masses et localisation des centres de masse locaux optimisées
1	53	0,20	0,10	0,14
2	55	0,42	0,15	0,18
3	42	0,07	0,03	0,04
4	37	0,13	0,06	0,07
5	30	0,21	0,13	0,11
6	38	0,04	0,03	0,03
7	33	0,05	0,03	0,04
8	51	0,20	0,10	0,12

L'erreur RMS résultante de la comparaison de la gravité et de l'accélération du centre de masse en utilisant les masses et localisations des centres de masse locaux optimisées est plus importante que celle observée lors de la seule optimisation des masses. Cependant, ce tableau montre qu'il existe toutefois une amélioration : la trajectoire du centre de masse, en phase aérienne, est plus proche d'une parabole, compte tenu des valeurs de gain.

Les masses segmentaires moyennes de chacun des sujets et les positions moyennes des centres de masses locaux obtenues par l'optimisation sont reportées respectivement dans le Tableau 10 et le Tableau 11.

Tableau 10 : masses segmentaires moyennes (\pm écarts types, en %) résultants de l'optimisation des masses et des localisations des centres de masse locaux.

Sujet	Tronc (%)	Avant-bras(%)	Bras (%)	Pied (%)	Jambe (%)	Cuisse (%)	Tête (%)
De Leva (1996)	43,7	1,6	2,7	1,4	4,4	14,2	7,0
1	44,5 \pm 0,9	1,7 \pm 0,2	2,9 \pm 0,3	1,4 \pm 0,3	4,0 \pm 0,7	14,1 \pm 0,1	7,2 \pm 0,7
2	43,9 \pm 0,8	1,8 \pm 0,2	2,9 \pm 0,4	1,6 \pm 0,2	4,7 \pm 0,4	14,6 \pm 1,5	6,7 \pm 0,7
3	44,4 \pm 0,3	1,6 \pm 0,2	2,7 \pm 0,2	1,6 \pm 0,2	4,2 \pm 0,5	14,3 \pm 0,5	6,9 \pm 0,1
4	44,9 \pm 1,8	1,5 \pm 0,3	2,7 \pm 0,7	1,6 \pm 0,2	4,5 \pm 0,9	14,0 \pm 1,4	6,9 \pm 0,1
5	44,7 \pm 0,4	1,6 \pm 0	2,7 \pm 0	1,5 \pm 0,2	4,2 \pm 0,2	14,2 \pm 0	6,9 \pm 0,1
6	43,8 \pm 1,5	1,9 \pm 0,2	2,9 \pm 0,4	1,4 \pm 0,3	4,4 \pm 0,2	14,0 \pm 0,4	7,1 \pm 0,6
7	43,8 \pm 1,5	1,7 \pm 0,3	2,8 \pm 0,4	1,3 \pm 0,2	4,4 \pm 0,6	14,5 \pm 1,1	7,0 \pm 0,6
8	44,7 \pm 0,6	1,5 \pm 0,3	2,4 \pm 0,4	1,6 \pm 0,2	4,6 \pm 0,4	14,0 \pm 0,7	7,2 \pm 0,5

Nous constatons que les écarts types des masses segmentaires sont plus faibles que lors de l'optimisation des masses seule (cf. Tableau 6).

Tableau 11 : positions moyennes (\pm écarts types) des centres de masse locaux relatives aux points proximaux.

Sujet	Tronc	Avant-bras	Bras	Pied	Jambe	Cuisse
données originelles	0,4486	0,4574	0,5772	0,4415	0,4459	0,4095
1	0,45 \pm 0,06	0,46 \pm 0,05	0,57 \pm 0,06	0,43 \pm 0,03	0,46 \pm 0,06	0,40 \pm 0,05
2	0,46 \pm 0,07	0,42 \pm 0,06	0,63 \pm 0,06	0,45 \pm 0,05	0,49 \pm 0,05	0,42 \pm 0,03
3	0,45 \pm 0,07	0,47 \pm 0,05	0,57 \pm 0,07	0,47 \pm 0,06	0,44 \pm 0,06	0,43 \pm 0,04
4	0,44 \pm 0,06	0,41 \pm 0,05	0,6 \pm 0,07	0,43 \pm 0,05	0,44 \pm 0,06	0,41 \pm 0,05
5	0,49 \pm 0,05	0,46 \pm 0,00	0,58 \pm 0,01	0,46 \pm 0,04	0,45 \pm 0,00	0,43 \pm 0,04
6	0,43 \pm 0,07	0,46 \pm 0,06	0,64 \pm 0,06	0,47 \pm 0,06	0,48 \pm 0,04	0,41 \pm 0,02
7	0,51 \pm 0,07	0,47 \pm 0,06	0,6 \pm 0,07	0,43 \pm 0,03	0,42 \pm 0,06	0,44 \pm 0,04
8	0,48 \pm 0,08	0,53 \pm 0,04	0,5 \pm 0,05	0,45 \pm 0,04	0,47 \pm 0,06	0,45 \pm 0,04

Le Tableau 11 présente les moyennes des localisations des centres de masse locaux par rapport aux points proximaux respectifs de chacun des segments, ainsi que les écarts types obtenus entre les différents essais des sujets. Ces localisations fluctuent de manière assez importante par rapport aux données originelles (De Leva, 1996) et de manière différente suivant les sujets.

4. Application à la phase de contact

La Figure 28 montre un exemple de résultante des forces externes obtenue par la plate-forme de forces, par dynamique inverse avec ou sans l'optimisation des masses et des localisations des centres de masses locaux pour le sujet 4.

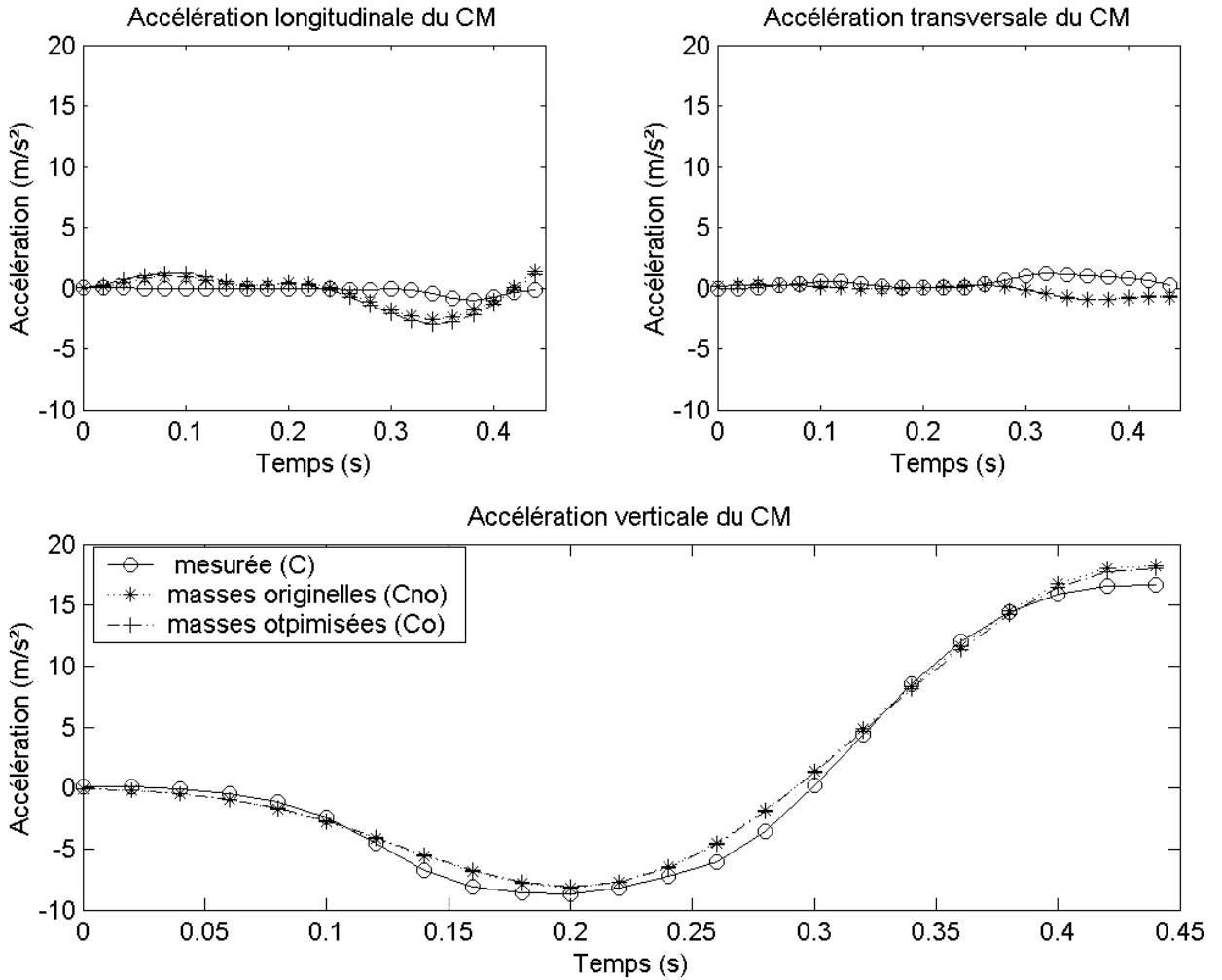


Figure 28 : composantes de la résultante des forces externes pour un des essais du sujet 4 mesurées par la plate-forme de forces et obtenues par dynamique inverse avec et sans l'optimisation des paramètres segmentaires.

Comme précédemment, nous nous sommes intéressés aux valeurs de pic d'accélération verticales calculées par dynamique inverse et obtenues à partir des données de la plate-forme de forces (le Tableau 12).

Tableau 12 : valeurs moyennes par sujet du pic maximal d'accélération verticale obtenues par la plate-forme de forces et par la dynamique inverse avec et sans l'optimisation des paramètres segmentaires.

Sujet	valeur du pic maximal d'accélération obtenue grâce		
	à la plate-forme de forces	aux paramètres segmentaires originels	aux masses et localisations des centres de masse locaux optimisées
1	15,1	13,5	13,8
2	13,9	13,3	13,6
3	16,2	17,6	18,4
4	15,8	14,6	14,8
5	13,2	12,8	12,9
6	17,1	15,0	15,4
7	21,2	17,7	17,7
8	18,2	18,3	17,5

Ce tableau montre que hormis pour les sujet 7 et 8, l'optimisation des paramètres segmentaires a tendance à obtenir des valeurs de pics maximaux d'accélérations verticales plus proches de ceux obtenus à partir de la plate-forme de forces. De manière plus précise, 60,5 % des fichiers ont des valeurs de pics maximaux d'accélérations plus proches de ceux évalués à partir de la plate-forme de forces, lorsque l'on utilise les valeurs optimisées.

Enfin le dernier Tableau 13 montre les coefficients de corrélations moyens par sujet entre la courbe d'accélération verticale issue de la plate-forme de forces et la courbe d'accélération verticale obtenue par dynamique inverse.

Tableau 13 : coefficients de corrélation moyens entre la courbe d'accélération verticale obtenue à partir de la plate-forme de forces et celles obtenues par dynamique inverse avec et sans l'optimisation des paramètres segmentaires.

Sujet	coefficients de corrélation entre az mesurée et az calculée grâce	
	aux paramètres segmentaires originaux	aux masses et localisations des centres de masse locaux optimisées
1	0,96	0,97
2	0,99	0,99
3	0,88	0,99
4	0,97	0,96
5	0,98	0,98
6	0,90	0,99
7	0,96	0,99
8	1,00	1,00

Excepté pour le sujet 4, les coefficients de corrélation sont meilleurs lors de l'optimisation des paramètres segmentaires comparativement aux données issues de la plate-forme de forces.

III. Discussion

L'originalité de notre étude est d'optimiser toutes les masses segmentaires du corps et les localisations des centres de masse locaux tout en s'assurant que la solution trouvée soit réaliste, sans utiliser de plate-forme de forces. En effet, la plate-forme de forces est ici uniquement utilisée pour valider les paramètres segmentaires obtenus. Notre méthode repose sur le fait que l'accélération du centre de masse est égale à 9.81 m.s^{-2} lors de la phase aérienne.

Les masses obtenues par optimisation sont relativement stables (fluctuation maximale 6,7%), d'autant plus lorsque l'on optimise les masses et les localisations des centres de masse locaux (fluctuation de 1,8%). Cette reproductibilité semble montrer que les résultats obtenus sont relativement réalistes et fluctuent peu comparativement aux résultats obtenus par Vaughan et coll. (1982). En effet, l'optimisation mathématique peut aboutir à des masses totalement aberrantes incluant la possibilité d'avoir des masses segmentaires négatives. Afin de ne pas obtenir ce type de paramètres

segmentaires, la méthode d'optimisation utilisée est soumise à plusieurs contraintes. Ainsi, les masses obtenues sont comprises dans un intervalle de plus ou moins 30% par rapport aux données de Zatsiorsky et coll. (1990) et les localisations des centres de masse restent dans un intervalle de plus ou moins 20 % par rapport aux données de De Leva (1996). Par ailleurs, MDS est connu pour être légèrement moins sensible aux minima locaux que les méthodes basées sur les dérivées, ce qui doit conduire à un résultat plus fiable. De plus, nous travaillons sur des données déjà dérivées. Les méthodes d'optimisation du type descente de gradients nécessitent de dériver les données, ce qui dans notre cas aboutirait à une multiplication de l'erreur de mesure. Enfin, afin de s'assurer une somme des masses segmentaires toujours égale à la masse totale du sujet, nous avons préféré déduire la masse du tronc à partir des autres plutôt que d'ajouter une contrainte qui pourrait compliquer la fonction et engendrer des minima locaux. Par ailleurs, ceci permet de diminuer l'espace de recherche.

D'autres approches peuvent être utilisées pour déterminer, par optimisation, des paramètres segmentaires individualisés. Ici, le procédé d'optimisation détermine les paramètres segmentaires les plus adaptés à cet essai. Des variations sont alors observées entre les différents essais d'un même sujet. Une autre approche est alors d'optimiser les paramètres segmentaires pour l'ensemble des phases aériennes de tous les essais. Cette approche est en étude dans le cadre d'une collaboration avec des spécialistes d'identification du LAAS (Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes). L'intérêt principal est alors d'obtenir un panel de mouvements plus amples permettant de déterminer plus précisément les centres articulaires et, donc, d'aboutir à une estimation plus précise des paramètres segmentaires. De plus, une occultation sur un fichier aura une influence plus faible si on considère l'ensemble des essais disponibles que si on n'utilisait que ce seul essai.

Les différences entre l'accélération du centre de masse et celle due à la gravité sont plus faibles si on optimise les paramètres segmentaires. Cependant, ces différences ne deviennent pas nulles, ce qui tendrait à montrer que l'optimisation des paramètres segmentaires n'est pas la seule amélioration à apporter. En effet, compte tenu de la population étudiée, il nous semble que l'intervalle choisi ($\pm 30\%$ pour les masses et $\pm 20\%$ pour les localisations des centres de masse locaux) soit suffisant.

Si on reprend toute le chaîne de traitements intervenant dans la dynamique inverse, les premières erreurs peuvent venir de la capture de mouvements elle même. Ainsi, lors de la capture de mouvements la première erreur est due au système

d'acquisition. Ainsi, même si le système Vicon 370 (Oxford Metrics®) est l'un des systèmes les plus précis comme le montrent différentes études (Ehara et coll. , 1995 ; Ehara et coll., 1997), une erreur résiduelle de quelques millimètres persiste (estimée dans cette étude à 8mm par l'évaluation d'une distance supposée constante entre deux marqueurs). De plus, lors de l'acquisition de mouvements, des occultations peuvent se produire et conduisent à l'utilisation de méthodes d'interpolation qui ne compensent qu'approximativement les données manquantes.

Après l'acquisition de mouvements, le calcul des centres articulaires se base sur l'hypothèse des solides rigides articulés avec une constance dans les distances qui séparent les marqueurs d'un même segment. Cette hypothèse se révèle assez juste lorsque l'on considère des articulations comme le coude ou le poignet. Cependant, le centre articulaire de l'épaule est la résultante d'une combinaison d'articulations. Une modélisation simpliste par une rotule entraîne des biais dont l'influence n'est pas réellement évaluée.

Par ailleurs, lorsque l'on applique les paramètres segmentaires optimisés à la phase d'impulsion, nous constatons que ces valeurs peuvent être éloignées des résultats obtenus à partir de la plate-forme de forces. Avec l'optimisation des masses et des localisations des centres de masse locaux, nous avons vu une meilleure prédiction relative des données issues de la plate-forme de force, pour une majorité d'essais. On peut incriminer le fait que la méthode se base sur une optimisation en phase aérienne uniquement. Or, la mobilisation des segments corporels est différente de celle utilisée en appui. Ainsi, l'optimisation se base sur un échantillonnage limité des postures possibles et différent de celui lié à la phase d'impulsion. La fonction de coût est donc minimisée uniquement dans ce sous-espace. Si on considère qu'en appui d'autres postures interviennent, les paramètres optimisés ne garantissent pas une minimisation de la fonction pour ce nouveau sous-espace. Il en est de même pour le calcul des centres articulaires. En effet, ce calcul cherche le centre d'une sphère sur laquelle se déplacent les marqueurs externes du segment considéré. Plus ces marqueurs couvrent effectivement un large échantillonnage de cette sphère, plus la localisation du centre de rotation est précise et valable pour un large ensemble de postures.

Ceci nous amène à proposer le protocole suivant. Le sujet, debout sur une plate-forme de forces, pourrait effectuer une longue série de mouvements complexes, amples, dans toutes les directions. Ceci ferait intervenir tous les degrés de liberté, les uns après les autres. Ce protocole se retrouve maintenant dans la nouvelle version du logiciel

« IQ », d'Oxford Metrics sous le nom de « Range of Motion ». Toutefois, l'enregistrement conjoint des données de la plate-forme de forces permettrait certainement d'identifier les paramètres segmentaires (masses et localisations des centres de masse locaux) en préambule à une expérimentation sans plate-forme de forces. L'insertion de cette mesure dans un protocole de routine s'approcherait alors des méthodes de Kingma et coll. (1995).

Dans cette étude, nous avons choisi de se passer de plate-forme de forces en cherchant le jeu de paramètres segmentaires optimal pendant une phase aérienne. Ceci entraîne de légères différences entre paramètres d'un même sujet suivant les essais mais assure d'avoir les paramètres les plus adaptés à l'essai étudié (mobilisation des segments). L'optimisation des paramètres segmentaires ne peut malheureusement pas être validé dans des disciplines où la plate-forme de forces n'est pas utilisable. Toutefois, si l'approche est valide pour un grand nombre de mouvements différents, on pourrait raisonnablement penser qu'elle s'applique à ces disciplines particulières.

Malgré ces améliorations possibles, cette méthode propose une voie intéressante pour individualiser relativement facilement les paramètres segmentaires d'un sujet lors d'expérimentations de routine, sans plate-forme de forces.

Etude 2 : Caractérisation et modélisation des impulsions

Quelque soit la méthode de mesure utilisée, l'analyse de la littérature a mis en évidence les paramètres habituellement utilisés pour caractériser les impulsions. Ils consistent en la mesure de la valeur du pic maximal de force, l'instant où intervient cette valeur pic et la durée de la phase de contact ou plus exactement la durée de l'impulsion. Cependant, ces paramètres n'apparaissent pas suffisants pour caractériser complètement et précisément les courbes d'impulsion de mouvements différents. La Figure 29 représente l'évolution de la résultante des forces externes au cours de différents mouvements : une détente verticale, un coup de pied vers l'avant, une attaque au volley-ball et un contre au volley-ball.

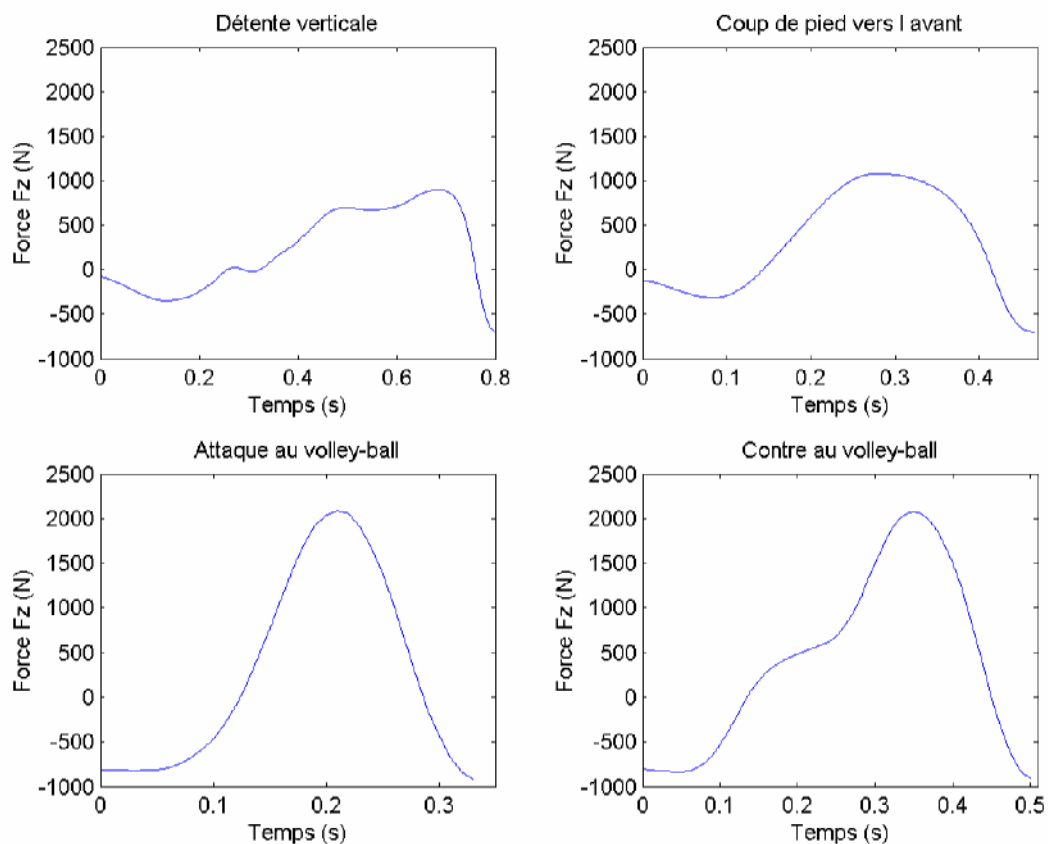


Figure 29 : Exemple de courbes de la composante verticale de la résultante des forces externes lors de différents mouvements.

Cette figure nous montre que les courbes de résultante des forces externes peuvent suivre des évolutions différentes. En effet, si on compare les courbes représentant une attaque et un contre au volley-ball, il apparaît que les valeurs pics sont similaires et que ces deux mouvements ont une durée équivalente. L'objectif de cette deuxième étude est donc de déterminer des paramètres permettant une caractérisation

des impulsions qui puissent mettre à jour des différences fines entre différentes impulsions.

I. Matériel et méthodes.

1. Sujet et matériel

Pour cette seconde étude, 6 joueurs professionnels de volley-ball ont pris part à l'expérimentation. Avant le début de l'expérimentation, les sujets s'échauffent et remplissent un questionnaire relatif à leurs caractéristiques anthropométriques et leurs pratiques du volley-ball. Leurs réponses sont reportées dans le Tableau 14.

Tableau 14: caractéristiques des sujets participant à l'étude 2 :

Sujet	Age (années)	Taille (m)	Masse (kg)	Pratique Volley (années)
1	29	1,97	87	12
2	27	1,88	80	17
3	21	2,02	100	6
4	21	2	92	7
5	26	1,87	82	18
6	19	1,92	84	5

Les sujets réalisent alors trois « counter movement jump » (CMJ, sauts verticaux avec flexion-extension du membre inférieur, Figure 30), 3 « attaques » (Figure 31) et 3 « contres » (Figure 32). Pour chaque CMJ, il est demandé au sujet de se maintenir immobile au départ sur la plate-forme afin de mesurer son poids.

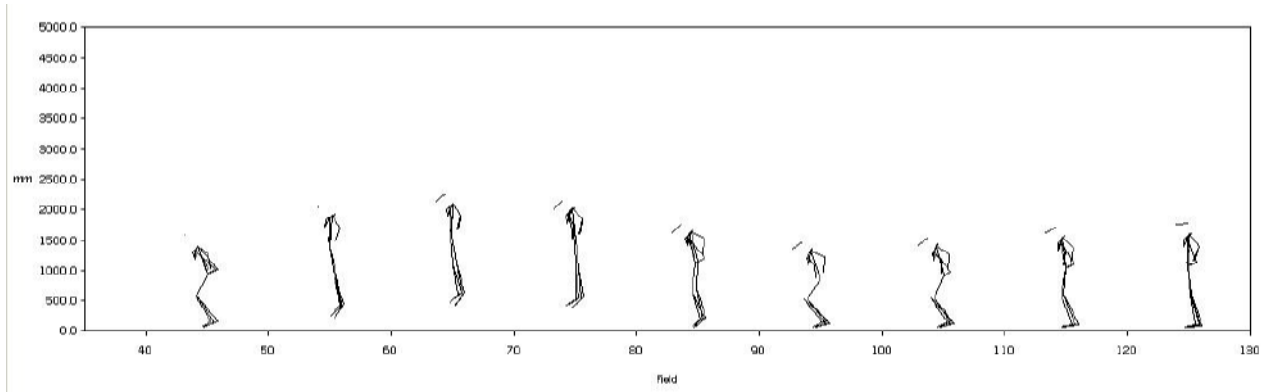


Figure 30 : kinénoqramme d'un CMJ.

Lors de l'enregistrement de l'attaque au volley-ball, les sujets sont placés dans une situation la plus proche possible d'une situation réelle de jeu, dans laquelle le sujet reçoit la balle d'un passeur. La seule consigne nécessaire est de prendre l'impulsion de cette attaque sur la plate-forme de forces.

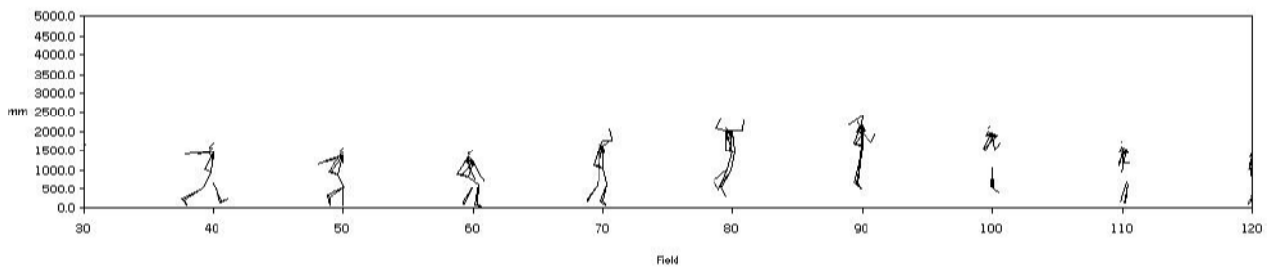


Figure 31 : kinénoqramme d'une attaque au volley-ball

Lors de l'enregistrement du contre, la seule consigne donnée est aussi de prendre l'impulsion sur la plate-forme de forces. Pour s'habituer à la plate-forme de forces et à la situation, quelques essais sont réalisés avant l'expérimentation.

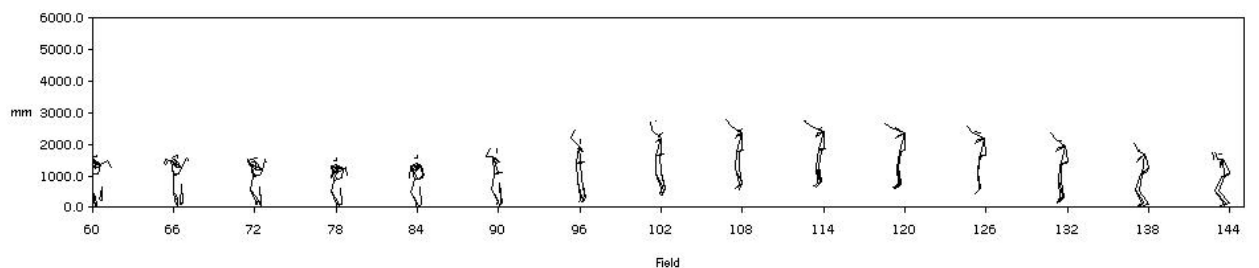


Figure 32 : kinénoqramme d'un contre au volley-ball.

Le matériel utilisé est une plate-forme de forces (AMTI, type OR6-5, AMTI USA) échantillonnée à 100 Hz. Elle enregistre la force de réaction du sol au cours du temps.

2. Processus de calculs

En premier lieu, les enregistrements issus de la plate-forme de forces sont filtrés par un filtre passe-bas de Butterworth du second ordre avec une fréquence de coupure ($f_c=15$ Hz) déterminée par l'étude du spectre de plusieurs fichiers.

Dans un deuxième temps, les fichiers sont tronqués de manière à conserver uniquement la phase d'impulsion. Ainsi, le début du fichier est déterminé comme étant la première valeur subissant une variation de 3N vis à vis de la valeur précédente. Ce pas de 3 N est choisi car il correspond à deux pas d'échantillonnage du convertisseur analogique numérique. Le dernier point du fichier est l'instant où le sujet quitte la plate-forme de forces.

En vue de comparer ces résultats aux données de la littérature, pour chaque fichier, nous évaluons la durée de l'impulsion et la valeur du pic maximal de la force de réaction du sol. Les essais sont alors normalisés par rapport à leur durée.

Méthode de comparaison

La résultante des forces externes est exprimée en fonction du temps. Sur cette courbe nous déterminons des points caractéristiques. Nous avons choisi une approche hiérarchique qui recherche des points caractéristiques à plusieurs niveaux de précision.

Le premier niveau de détermination des points caractéristiques (appelés aussi points de contrôle) consiste à déterminer les coordonnées du premier et du dernier point de la courbe, ainsi que les points de dérivée nulle (Figure 33).

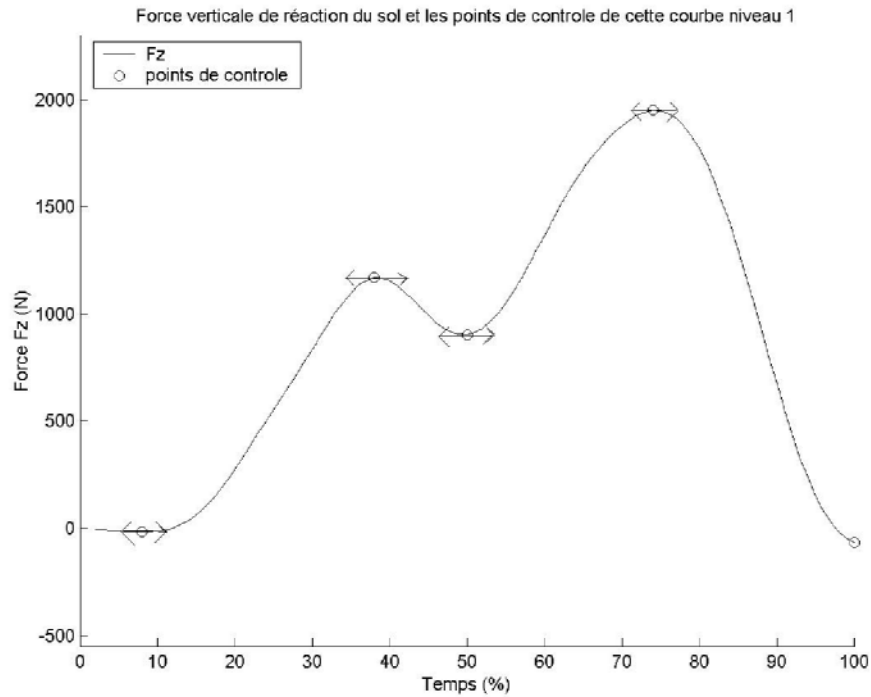


Figure 33 : courbe d'impulsion et ses points de contrôle au niveau 1.

La détermination de ces points de contrôle de premier niveau permet de faire passer une spline cubique unique. La connaissance de la spline permet de modéliser une simplification de la courbe d'impulsion :

Soit un ensemble de points de contrôle $P_k \in \mathfrak{R}$ avec $k = 0.....n$.

Soit un ensemble de fonctions $F_k : [0,1] \rightarrow \mathfrak{R}$ avec $k = 0.....n$.

On appelle courbe spline engendrée par les couples (P_k, F_k) , la courbe C d'équation paramétrique :

$$\forall t \in [0,1] \quad C(t) = \sum_{k=0}^n F_k(t).P_k$$

Les fonctions $P_k, F(t)$ sont alors appelés fonctions d'influence des points P_k .

Quand nous déterminons les points de contrôle de la courbe d'impulsion, nous évaluons également la différence qui existe entre la spline calculée et la courbe d'origine (Figure 34 et Figure 35).

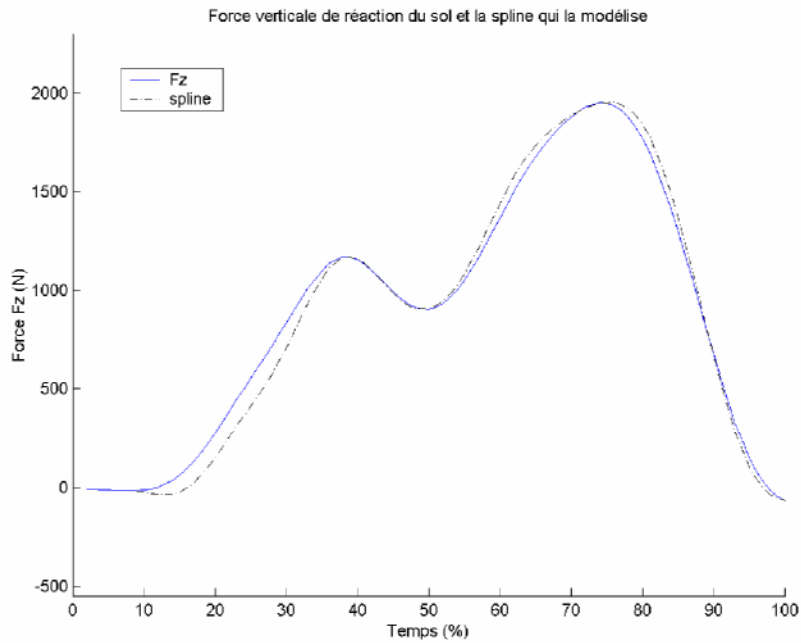


Figure 34 : exemple de courbe de la résultante des forces externes (composante verticale) et la spline qui la modélise.

A partir de la différence connue entre la courbe originale et la courbe modélisée par la spline (Figure 35), on obtient une fonction $g_1(x)$ au cours du temps. Il est alors possible de déterminer un deuxième niveau de points de contrôle.

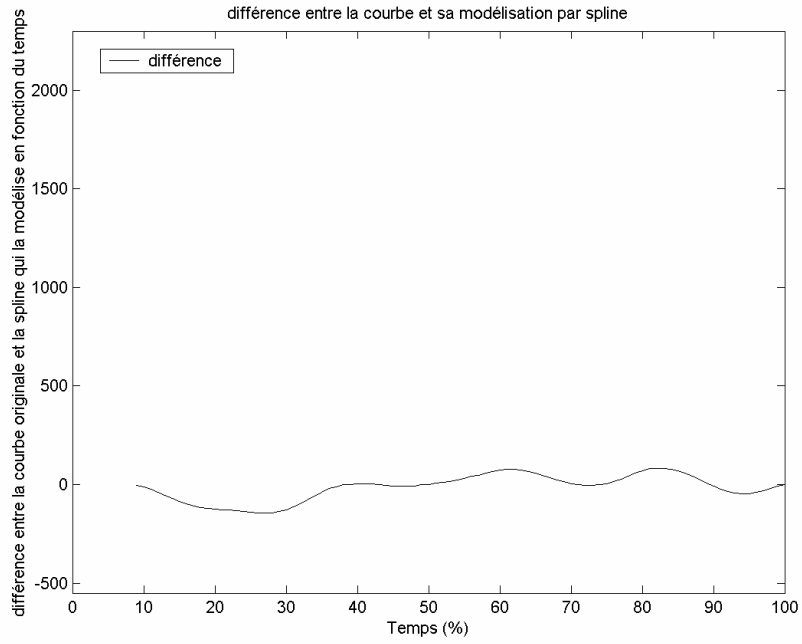


Figure 35 : différence au cours du temps entre la courbe originale et la spline qui la modélise ($g_1(x)$).

Ce deuxième niveau de points de contrôle est alors déterminé comme les points de dérivée nulle pour cette fonction $g_1(x)$, (Figure 36).

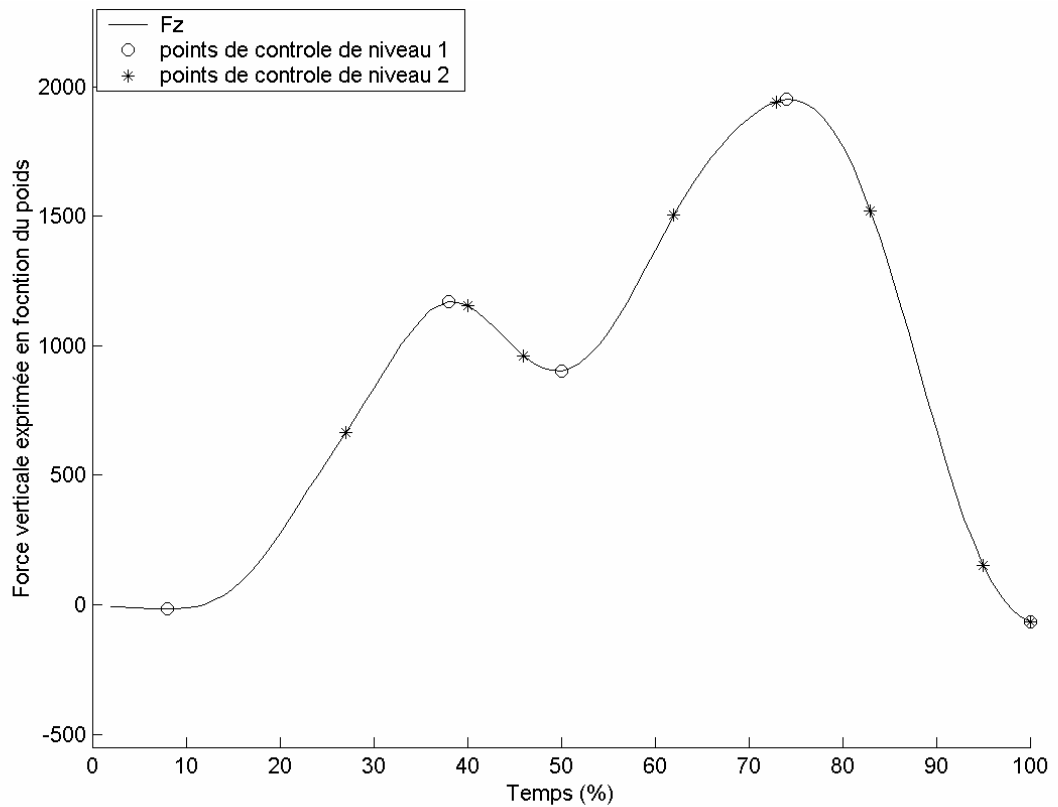


Figure 36 : exemple de courbe de la composante verticale de la résultante des forces externes et ces points de contrôle du niveau 1 et du niveau 2.

Cette méthode est ainsi définie comme un processus hiérarchique, aussi appelé multi-résolution (Cohen, 1992). La fonction $f(x)$ est alors décomposée en une spline et en fonction $g_1(x)$, qui peut elle même être décomposée par une nouvelle spline et une nouvelle fonction $g_2(x)$ et ainsi de suite (Figure 37).

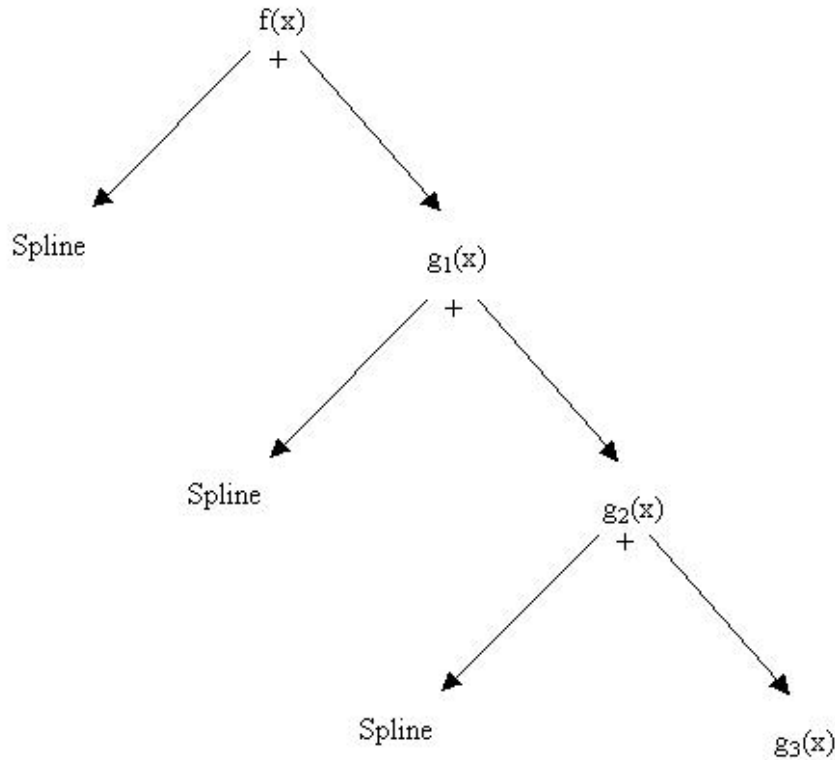


Figure 37 : principe du processus hiérarchique multi-résolution de la décomposition d'une courbe.

La connaissance de ces points de contrôle peut permettre de caractériser précisément la forme des courbes d'impulsion.

II. Résultats

Les premiers résultats expriment les paramètres utilisés couramment dans la littérature. Ainsi, la durée de l'impulsion (notée d), la valeur pic de la composante verticale de la résultante des forces externes (notée F_{\max}) et le pourcentage de temps auquel intervient ce pic (t_{\max}) sont calculés. Le Tableau 15 présente la durée moyenne de l'impulsion (\bar{d}) pour chaque sujet lors des différentes activités. Ces durées sont relativement constantes entre les différents sujets mais varient en fonction du type de mouvement effectué. Plus précisément, la durée d'un CMJ apparaît plus importante que

celle d'une attaque ou d'un contre. Par contre, il n'y pas de différence nette entre les durées mesurées lors de l'attaque et du contre.

Tableau 15 : durées moyennes pour chaque sujet (\pm écarts types) de l'impulsion lors d'un CMJ, d'une attaque et d'un contre au volley-ball.

Sujet	Durée de l'impulsion lors d'un CMJ (s)	Durée de l'impulsion lors de l'attaque (s)	Durée de l'impulsion lors d'un contre (s)
1	1,2 \pm 0,1	0,4 \pm 0,0	0,6 \pm 0,1
2	1,1 \pm 0,1	0,3 \pm 0,1	0,5 \pm 0,1
3	1,1 \pm 0,1	0,5 \pm 0,1	0,6 \pm 0,1
4	0,8 \pm 0,0	0,4 \pm 0,0	0,5 \pm 0,0
5	0,9 \pm 0,0	0,5 \pm 0,0	0,5 \pm 0,0
6	1,0 \pm 0,0	0,6 \pm 0,1	0,5 \pm 0,0
Moyenne	1,0 \pm 0,2	0,4 \pm 0,1	0,5 \pm 0,1

Le paramètre F_{\max} est présenté en Figure 38.

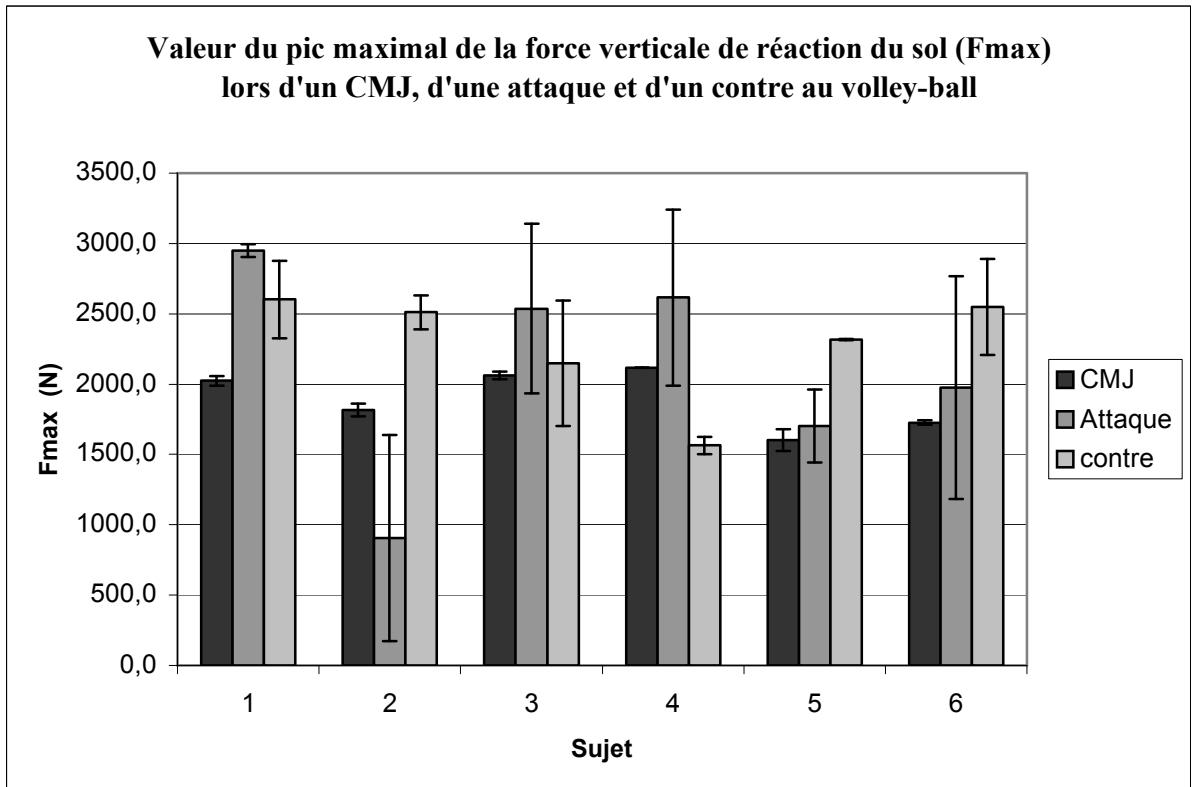


Figure 38 : valeur moyenne du pic maximal de la résultante des forces externes ($\overline{F_{max}}$) lors des différents types de mouvements.

Cette figure nous montre qu'aucune différence n'apparaît entre les différents sujets ou les différents types de mouvements en raison de larges variations des valeurs de F_{max} . Afin de comparer les t_{max} de chaque impulsion, la durée est normalisée. Le Tableau 16 présente pour chaque sujet et chaque activité le t_{max} moyen (et son écart-type).

Tableau 16 : pourcentage moyen d'intervention du pic maximal pour chaque sujet lors des différents types de mouvements (t_{max}).

Sujet	t_{max} lors d'un CMJ (%)	t_{max} lors d'une attaque (%)	t_{max} lors d'un contre (%)
1	90,7 ± 0,6	70,0 ± 0,0	73,7 ± 3,1
2	89,5 ± 0,7	62,3 ± 6,0	71,3 ± 1,5
3	86,7 ± 1,5	72,7 ± 5,9	74,7 ± 1,5
4	62,0 ± 0,0	65,7 ± 4,0	67,0 ± 1,4
5	59,0 ± 2,6	69,3 ± 2,5	73,0 ± 0,0
6	86,3 ± 0,6	64,3 ± 4,0	66,0 ± 4,4

Ce paramètre est relativement stable pour un sujet donné lors d'un type particulier de mouvement, compte tenu des écarts-type relativement faibles. Cependant, il apparaît que ce paramètre varie de manière importante d'un sujet à un autre.

Ces paramètres classiquement utilisés ne permettent pas de différencier les sujets entre eux, ni les types de mouvements, spécialement pour l'attaque et le contre au volley-ball.

Or, comme le montre la Figure 29, la courbe de force verticale peut prendre des formes très différentes. Afin de pouvoir comparer plus finement l'impulsion des différents types de mouvements, nous déterminons donc les points de contrôle des différentes courbes de force verticale au cours du temps. La Figure 39, la Figure 40 et la Figure 41 présentent des exemples de courbes de force verticale obtenues pour chaque mouvement. Ces courbes ont été choisies car elles possèdent le plus grand F_{max} (courbe représentée par des +), le F_{max} moyen (courbe continue) et le F_{max} le plus faible (courbe en pointillés).

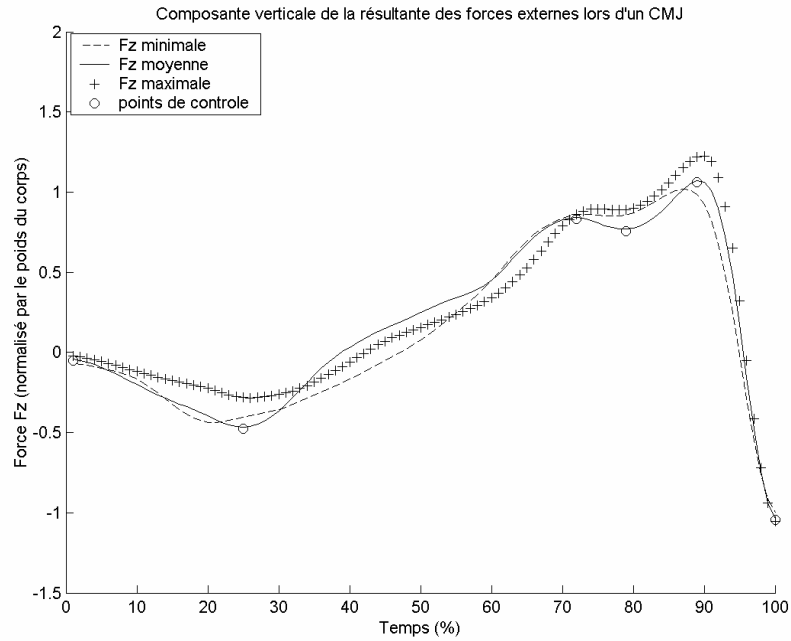


Figure 39 : exemples de la composante verticale de la résultante des forces externes lors d'un CMJ, choisis car atteignant le F_{max} le plus grand, le plus faible et une valeur moyenne ; points de contrôle de premier niveau sur la courbe moyenne.

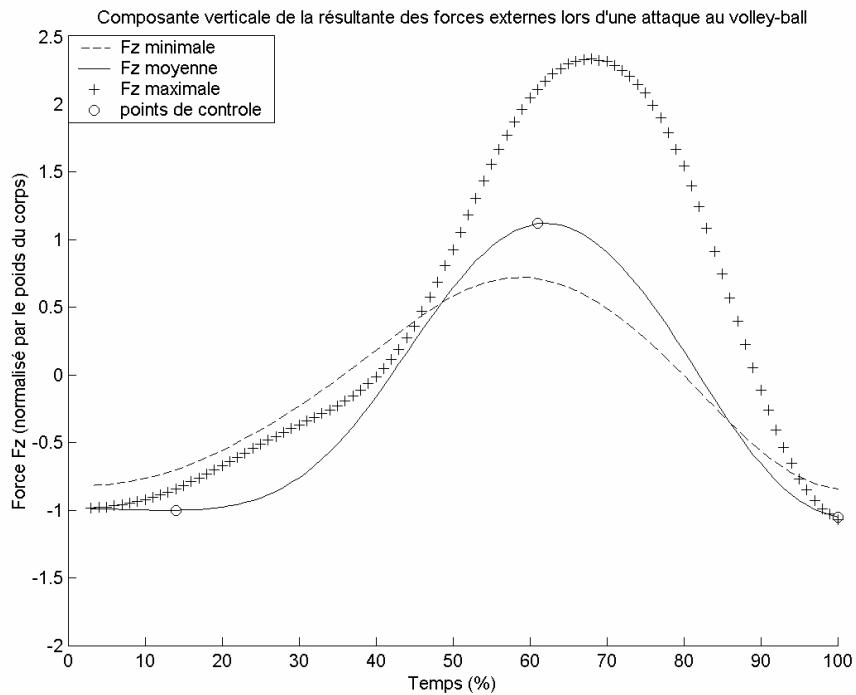


Figure 40 : exemples de la composante verticale de la résultante des forces externes lors d'une attaque au volley-ball, choisis car atteignant le F_{max} le plus grand, le plus faible et une valeur moyenne ; points de contrôle de premier niveau sur la courbe moyenne.

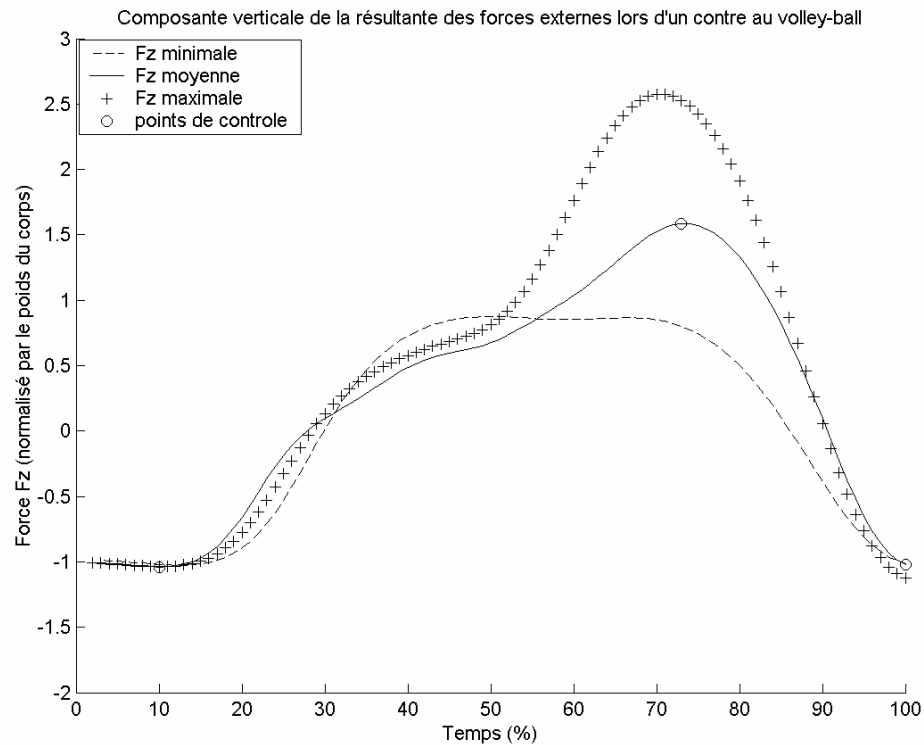


Figure 41: exemples de la composante verticale de la résultante des forces externes lors d'un contre au volley-ball, choisis car atteignant le F_{max} le plus grand, le plus faible et une valeur moyenne ; points de contrôle de premier niveau sur la courbe moyenne.

Ces figures montrent qu'effectivement les formes des courbes d'impulsion diffèrent d'un mouvement à l'autre. On retrouve de manière globale une forme générique pour chaque type de mouvement. Ces résultats sont confirmés par les données du Tableau 17. En effet, le Tableau 17 présente pour chaque essai, et chaque type de mouvements (et pour chacun des sujets), le nombre de points de contrôle obtenu lors d'un traitement de niveau 1 (les points de dérivée nulles complétés par le premier et dernier points de la courbe). De manière globale, nous pouvons dire que la majorité des sujets présente des formes de courbe comprenant 6 points de contrôle pour le CMJ et 4 points de contrôle pour l'attaque et le contre.

Tableau 17 : nombre de points de contrôle obtenus par un niveau 1 de traitement lors de tous les essais réalisés par les sujets lors des trois types de mouvements.

Sujet	essais	CMJ	Attaque	Contre
1	1	6	4	4
	2	6	4	4
	3	6	4	4
2	1	6	4	4
	2	6	4	4
	3	6	4	4
3	1	4	4	6
	2	4	4	6
	3	6	6	6
4	1	6	4	4
	2	6	4	6
	3	6	4	6
5	1	6	4	4
	2	6	4	4
	3	6	6	4
6	1	6	4	4
	2	6	4	4
	3	6	6	4

De manière plus précise, pour deux de ses essais de CMJ, le sujet 3 présente un nombre de points de contrôle inférieur aux autres essais quel que soit le sujet. Par ailleurs, les sujets 3, 5 et 6 présentent six points de contrôle au lieu de 4 pour une de leurs attaques uniquement. Enfin, pour les trois essais de contre du sujet 3 et deux essais de contre du sujet 4, les formes de courbe présentent un nombre de points de contrôle supérieur par rapport à la majorité des essais des sujets.

III. Discussion

En ce qui concerne les paramètres de durée de l'impulsion, de valeur du pic maximal et l'instant où intervient ce pic, couramment utilisés dans la littérature, il existe de grandes variations inter et intra sujets lors des différents types de mouvement. Ces

résultats sont en accord avec ceux de Cavanagh et Lafortune (1980). Ces auteurs obtiennent également de grandes variations inter et intra-sujets surtout entre deux groupes de statuts d'entraînement différents. Ils observent également de grandes différences dans les valeurs de pic maximal à l'intérieur d'un groupe.

L'analyse de la littérature indique que peu d'études comparent les impulsions lors de différents types de mouvements. Les mouvements choisis ici (CMJ, attaque et contre au volley-ball) ont pour objectif d'obtenir une performance à dominante verticale. C'est une des raisons pour laquelle notre étude s'est limitée à évaluer la composante verticale de la résultante des forces externes. Cependant, cette méthode est applicable à chaque composante.

Les différences entre les F_{\max} peuvent s'expliquer, pour l'attaque et le contre au volley-ball, par le fait que la balle n'arrive pas toujours rigoureusement au même endroit, nécessitant des impulsions différentes. Les sujets sont des joueurs professionnels et montrent une grande régularité de leurs actions. Malgré tout, des ajustements sont toujours nécessaires pour se placer correctement par rapport à la balle. Ces ajustements sont anticipés et se retrouvent probablement dès l'impulsion. Ils peuvent alors expliquer les différences observées dans nos résultats, pour les valeurs de F_{\max} et t_{\max} . Néanmoins, notre méthode a permis d'identifier une forme générale caractéristique pour chaque type de mouvement. Il serait donc intéressant de standardiser la situation pour savoir si ces adaptations sont liées à l'impulsion elle-même ou à la trajectoire de la balle. Une première possibilité serait d'évaluer la trajectoire de la balle, en utilisant par exemple l'acquisition de mouvements. Une autre possibilité serait de standardiser la situation d'expérimentation en contrôlant la trajectoire de la balle, par exemple en environnement virtuel (Bideau et coll., 2003).

La durée de l'impulsion, dans nos résultats, est la même pour les différents sujets réalisant un mouvement donné. En effet, il apparaît que la durée de l'impulsion d'un CMJ est plus importante comparativement aux deux autres mouvements étudiés. La différence du CMJ par rapport au mouvement d'attaque et de contre au volley-ball est également retrouvée dans l'évaluation du nombre de points de contrôle. Ceci tendrait à montrer qu'il existe deux modèles distincts d'impulsion. En effet, quel que soit la forme, l'aire d'impulsion peut théoriquement être équivalente et ainsi produire une performance identique. Si on cherche à caractériser précisément l'impulsion, il est donc nécessaire de calculer des indices liés à la forme de la courbe. Le nombre de points de contrôle pour les courbes d'attaque et de contre est plus faible. Dans notre étude, les

coordonnées des points de contrôle permettent effectivement de différencier réellement les différentes formes de courbes. Pour une attaque, la courbe ressemble à une parabole, comparativement à celle du contre qui possède une forme différente. Cependant, afin d'obtenir une caractérisation générale à chaque type de mouvement, un nombre plus important de sujets et d'essais doit être envisagé.

Nous avons pu constater que, pour certains essais, le nombre de points de contrôle était différent. Ces différences montrent que la modélisation choisie permet aussi de discriminer des essais d'un même sujet pour un même type de mouvement. Les points de contrôle mettent en évidence un modèle général de courbe et sont suffisamment sensibles pour déterminer des variations individuelles. Celles-ci peuvent être dues aux ajustements nécessaires pour se placer par rapport à la balle. Ceci met à nouveau en avant la nécessité de standardiser la situation d'expérimentation.

Cette méthode pourrait permettre une caractérisation encore plus fine, en utilisant les points de contrôle des splines de niveau supérieur. Cette méthode tient d'ailleurs naturellement compte des paramètres identifiés au préalable dans la littérature pour caractériser les impulsions. Ainsi, la durée de l'impulsion est déduite de la différence entre les temps associés au premier et au dernier point de contrôle. De plus, par nature, le pic maximal de force est l'un des points de contrôle ayant une dérivée nulle. Cette méthode permet donc d'affiner la caractérisation tout en préservant les paramètres utilisés dans la littérature.

Pour conclure, cette méthode permet de modéliser la résultante des forces externes par des paramètres chiffrables qui sont donc reproductibles et comparables entre différentes impulsions. Cette modélisation peut donc être utilisée pour optimiser ou simuler de nouvelles impulsions en préservant la forme originale. Ceci fait l'objet de la troisième étude.

**Etude 3 : Simulation de nouvelles impulsions en
préservant une forme caractéristique**

Le but de cette étude est de proposer une nouvelle méthode de simulation des impulsions qui puisse tenir compte de contraintes du type : positions et vitesses initiales, et finales du centre de masse. Il serait ainsi possible de tester l'influence d'une performance imposée sur l'impulsion. Cette étude se situe dans un travail plus global, mené au laboratoire, visant à définir des méthodes de compréhension et d'optimisation de la performance. Par la simulation, nous cherchons à appréhender les fondamentaux du geste et leurs adaptations à différentes situations. Pour l'impulsion, nous partons de l'hypothèse que l'un des fondamentaux concerne la forme de la courbe de force de réaction du sol au cours du temps. Il reste maintenant à déterminer comment cette forme est adaptée en fonction de la situation.

Ce travail s'inscrit dans la lignée de celui proposé par Pollard et Behmaran-Mosavat (2000) qui utilisent un système mécanique pour modéliser le corps humain. Les auteurs cherchent alors à contrôler le mouvement du personnage ainsi modélisé pour le faire sauter plus ou moins haut. Le contrôleur se base sur un mouvement capturé qu'il cherche à optimiser pour répondre à ces nouvelles contraintes. Dans cette précédente étude, le centre de masse est rapporté à un point sur le bassin et n'est pas réellement calculé. Les forces retrouvées par dynamique inverse sont modélisées par des séries de Fourier où seules les deux premières harmoniques sont conservées. Une optimisation est alors mise en place pour calculer les nouveaux paramètres nécessaires pour respecter de nouvelles contraintes. Cette optimisation est effectuée sous contrainte : minimiser les amplitudes des forces au cours du temps et assurer que le bassin arrive à une altitude fixée à la fin de l'impulsion. Le contrôleur optimal recalcule ensuite les couples nécessaires pour amener le personnage à respecter la nouvelle trajectoire du bassin obtenue par double intégration.

A notre connaissance, c'est la seule étude qui traite de l'adaptation d'une courbe d'impulsion à de nouvelles conditions. Nous nous en sommes inspirés pour proposer une nouvelle méthode plus précise : centre de masse réel et conserver la forme de la courbe d'origine.

Pour cela, nous avons utilisé les résultats des deux études précédentes. L'étude 1 permet d'obtenir une trajectoire plus précise du centre de masse. L'étude 2 fournit une méthode de décomposition de la trajectoire en fonctions paramétriques qui conservent les détails de la courbe originale. Dans cette étude, nous cherchons maintenant à modifier ces courbes paramétriques afin que le mouvement généré vérifie de nouvelles contraintes. Nous imposons, en fait, des positions et des vitesses (aussi bien au début

qu'à la fin de l'impulsion) différentes de celles liées au mouvement initialement capturé.

I. Méthodes.

1. Processus global

La méthode proposée est décrite dans la Figure 42. A partir d'une acquisition de mouvements, nous calculons la trajectoire du centre de masse en déterminant les paramètres segmentaires individuels tel que cela a été réalisé lors de la première étude. La dynamique inverse permet de connaître la résultante des forces externes appliquées au centre de masse à chaque pas de temps. La résultante des forces externes ainsi obtenue est modélisée par les points de contrôle de niveau 1 comme cela est décrit lors de la deuxième étude.

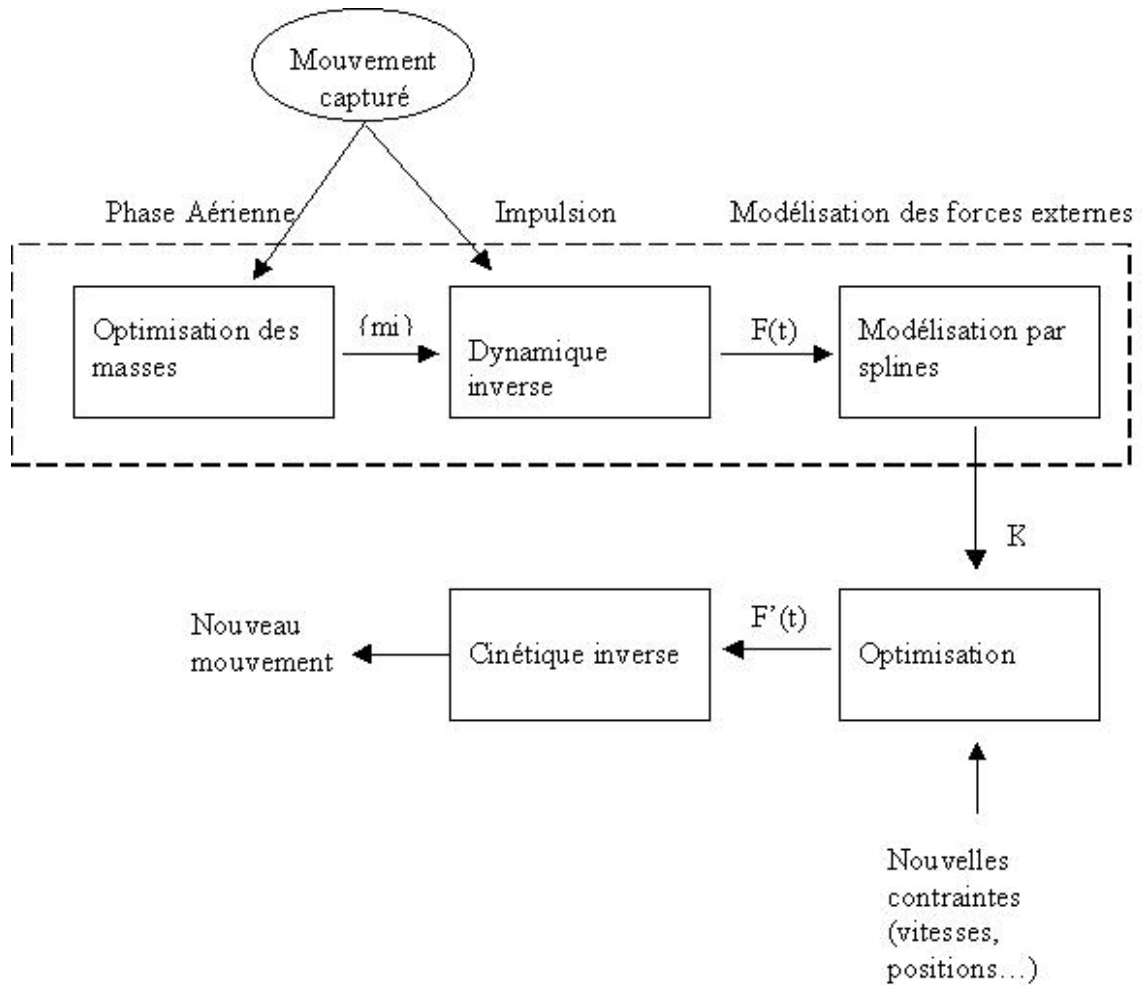


Figure 42 : schéma du processus entier en vue d'adapter la trajectoire du centre de masse à de nouvelles contraintes.

Dans la Figure 42, m_i représente les masses segmentaires, $F(t)$ la résultante des forces externes calculée à partir de l'acquisition de mouvements, K les points de contrôle déterminés et $F'(t)$ la nouvelle résultante des forces externes obtenue par optimisation.

Dans le système associé au centre de masse les forces principales qui s'appliquent sont le poids et la force de réaction du sol (composante normale et frottements). La deuxième loi de Newton nous permet de lier l'accélération du centre de masse à ces forces externes au cours du temps. En conséquence, pour un intervalle de temps de 0 à L :

$$v_L = v_0 + \frac{\int_0^L \sum F_{ext} dt}{M}$$

Équation 12 : détermination de la vitesse finale

où v_0 et v_L sont les vitesses du centre de masse respectivement au temps 0 et en fin d'impulsion (temps L), F_{ext} est la résultante des forces externes, M la masse.

2. Optimisation pour déterminer de nouvelles contraintes

Pour un mouvement capturé, l'impulsion est calculée à partir de la vitesse du centre de masse au début et à la fin du geste (cf. Équation 12). Le problème consiste alors à déterminer comment adapter cette impulsion à de nouvelles conditions : nouvelles masse (M), vitesse initiale (v_0) et vitesse finale (v_L). Par exemple, la vitesse finale v_L peut-être choisie par un utilisateur en vue de produire une trajectoire aérienne donnée (de manière à sauter à une hauteur voulue ou à une distance donnée, par exemple). Pour résoudre ce problème, on choisit une impulsion de départ qui est représentée par les points de contrôle qui nous donnent la forme de la courbe de la résultante des forces externes entre le début et la fin de l'impulsion.

Ces points de contrôle déterminés forment l'ensemble K . Selon la forme de la courbe, le nombre de points de contrôle s varie. Les points de contrôle intermédiaires (de K_2 à K_{s-1}) ont une dérivée nulle, due à la décomposition choisie lors de l'étude 2. En conséquence, seul le temps et la valeur de chaque point de contrôle sont optimisés par le système : en fonction du type d'impulsion, de un à trois points de contrôle sont évalués dans tout le mouvement, ce qui représente de 2 à 6 paramètres pour chaque axe. Soit K_A l'ensemble des points de contrôle du mouvement original. On cherche alors à calculer la variation ΔK à ajouter à K_A pour obtenir la nouvelle impulsion qui respecte les contraintes.

L'optimisation pour déterminer de nouvelles impulsions doit alors respecter deux contraintes :

- la première consiste à minimiser la somme des carrés des forces pour pénaliser les valeurs élevées de forces :

$$h_1 : \min \left(\int_0^L F^2_{ext}(K_A + \Delta K, t) dt \right)$$

Équation 13 : première contrainte qui consiste à pénaliser les valeurs élevées de forces.

- la seconde permet d'assurer que le centre de masse soit à la position désirée à la fin de l'impulsion :

$$h_2 : \min \left(\left(\int_0^L \left(\int_0^t \frac{1}{m} F_{ext}(K_A + \Delta K, \tau) d\tau \right) dt - X_L \right)^2 \right)$$

Équation 14 : deuxième contrainte qui détermine la position du centre de masse

Dans ce cas, le problème peut être résolu en ajustant des points de contrôle K_i , tel que $K_B = \{K_i\}_i$ et de la durée d tel que :

$$\int_0^L F(\{K_i\}, d) dt = m \int_0^L \frac{dv}{dt} dt = m[v_f - v_0]$$

où $F(\{K_i\}, d) dt$ représente les forces externes résultantes modélisées par le vecteur des points de contrôle K_i et la durée. Si on pose $S = \int_0^L F(\{K_i\}, d) dt$, cette équation devient :

$$S = m[v_f - v_0]$$

Équation 15 : représentation du problème à optimiser.

Soient v_{A0} et v_{AL} respectivement les vitesses initiales et finales du mouvement original liées aux données (K_A, d_A) où d_A est la durée du mouvement original :

$$S = f((K_A, d_A))$$

Équation 16 : fonction f à optimiser.

Afin de déterminer les nouveaux points de contrôle et la nouvelle durée du mouvement simulé (ce qui donne le vecteur de recherche (K_B, d_B)), on cherche alors la solution du problème suivant :

$$(K_B, d_B) = f^{-1}(S)$$

Équation 17 : inversion du problème.

Ce problème est non linéaire, cependant il peut être linéarisé localement dans le voisinage de K_A . On définit alors la matrice Jacobienne suivante :

$$J(K_A, d_A) = \left(\frac{\partial f(K_A, d_A)}{\partial K_1} \quad \frac{\partial f(K_A, d_A)}{\partial K_2} \quad \dots \quad \frac{\partial f(K_A, d_A)}{\partial K_s} \quad \frac{\partial f(K_A, d_A)}{\partial d_A} \right)$$

Équation 18 : Jacobienne représentant le vecteur des solutions

où $K_A = \{K_i\}_{i=1..s}$.

Le problème peut alors se formuler de la manière suivante, toujours en considérant l'approximation linéaire tangente :

$$J(K_A, d_A) \cdot \Delta(K, d) = \Delta S$$

Équation 19 : visualisation du problème à résoudre pour déterminer la solution.

où $\Delta(K, d) = (K_B, d_B) - (K_A, d_A)$

La matrice Jacobienne se présente sous forme de vecteur, elle n'est donc pas inversible. On recherche la solution vérifiant les contraintes h_1 et h_2 dans le sous-espace de solutions en utilisant l'opérateur de projection $(I - J^+J)$. Dans ce sous-espace de solutions, cette équation retourne une solution particulière : celle de la norme minimale. En conséquence, la solution est donnée par :

$$\Delta(K, d) = J^+(K_A, d_A) \cdot \Delta S$$

Équation 20 : obtention de la solution de norme minimale.

où J^+ est la pseudo-inverse de J . Si on veut tenir compte des contraintes h_1 et h_2 , on introduit une tâche secondaire qui consiste à projeter un vecteur de recherche dans l'espace des solutions :

$$\Delta(K, d) = J^+(K_A, d_A) \cdot \Delta S + (I - J^+(K_A, d_A) \cdot J(K_A, d_A))z$$

Équation 21 : prise en compte des contraintes.

où z représente le vecteur de recherche tenant compte des deux contraintes. Pour cela, plusieurs approches sont possibles. Soit on considère que z est le gradient de la somme des deux contraintes. On utilise alors un processus itératif, de type « descente de gradients » pour optimiser cette tâche secondaire. Une autre méthode consiste à

optimiser directement z exprimé comme la somme de h_1 et h_2 . Cette dernière approche offre l'avantage d'utiliser des méthodes de résolution moins sensibles aux minima locaux. Nous avons choisi d'utiliser une nouvelle fois MDS.

La nouvelle résultante des forces externes est calculée à chaque instant à partir du couple (K_B, d_B) résultant, en prenant en compte les détails de la courbe. C'est-à-dire que l'on détermine la résultante des forces externes et non la spline qui modélise cette courbe. Les détails de la courbe originale subissent une déformation non uniforme du temps pour tenir compte des décalages temporels locaux induits par le déplacement des points de contrôle. La trajectoire du centre de masse peut ainsi être recalculée.

L'objectif de cette étude est de valider ce processus d'optimisation des impulsions. Pour valider ce processus, nous avons repris les acquisitions de mouvements de sauts réalisées au cours de la première étude. Pour un saut donné (courbe originale), nous appliquons le processus décrit ci-dessus, de manière à atteindre les données d'un autre saut acquis (courbe à atteindre). Il est possible de valider le processus d'optimisation en comparant la courbe acquise et la courbe calculée.

II. Résultats

Dans cette étude, les résultats pour un seul sujet sont présentés. Nous sélectionnons donc une courbe d'accélération du centre de masse obtenue lors de la réalisation d'un saut vertical du sujet 1 (courbe originelle A). Les points de contrôle K_A sont identifiés sur cette courbe. Nous sélectionnons alors une deuxième courbe d'accélération du centre de masse obtenue lors d'un deuxième essai du sujet 1 mais avec des conditions (position et vitesse) initiales et finales différentes. La Figure 43 représente l'accélération du centre de masse du mouvement original, l'accélération du centre de masse du mouvement à atteindre et celle obtenue par l'optimisation. La courbe obtenue par optimisation est alors reconstruite à partir des nouveaux points de contrôle K_B , de la durée et des détails correspondants.

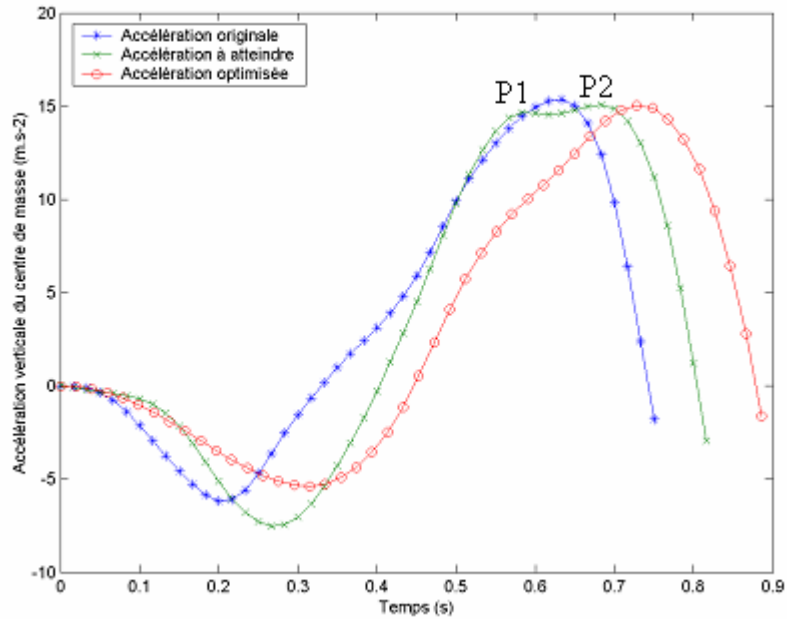


Figure 43 : accélération du centre de masse lors de l'essai originale (A), lors de l'essai à atteindre et celle optimisée.

Sur la Figure 43, nous pouvons voir que l'accélération du centre de masse de la courbe à atteindre présente deux pics (P1 et P2) contrairement à la courbe originelle qui n'en présente qu'un seul. Ces deux pics sont probablement dus à un décalage temporel du mouvement des deux jambes. Ces deux pics ne peuvent pas être retrouvés dans notre processus d'optimisation en partant d'une courbe qui n'en présente qu'un seul (et donc qu'un seul point de contrôle dans son voisinage). En effet, le nombre de points de contrôle est inchangé par le processus d'optimisation. Afin de déterminer une solution qui respecte l'intégrale des forces, c'est-à-dire la quantité d'impulsion S , le processus d'optimisation a conduit à un allongement de la durée de l'impulsion.

La Figure 44 et la Figure 45 décrivent respectivement la vitesse verticale et l'altitude du centre de masse pour les deux essais capturés (courbe originelle et courbe à atteindre) ainsi que les résultats obtenus par le processus d'optimisation. Ces deux figures nous permettent de nous assurer du respect des contraintes. Les conditions initiales et finales de l'essai original et de l'essai capturé sont différentes. Or, la courbe de vitesse et celle représentant la position du centre de masse, obtenues par optimisation, reflètent bien le respect de ces contraintes. On observe toutefois une différence concernant la durée du mouvement.

De plus, la Figure 45 montre bien que la forme de la courbe originale est respectée. Nous constatons aussi que l'altitude minimale du centre de masse est similaire pour les deux courbes.

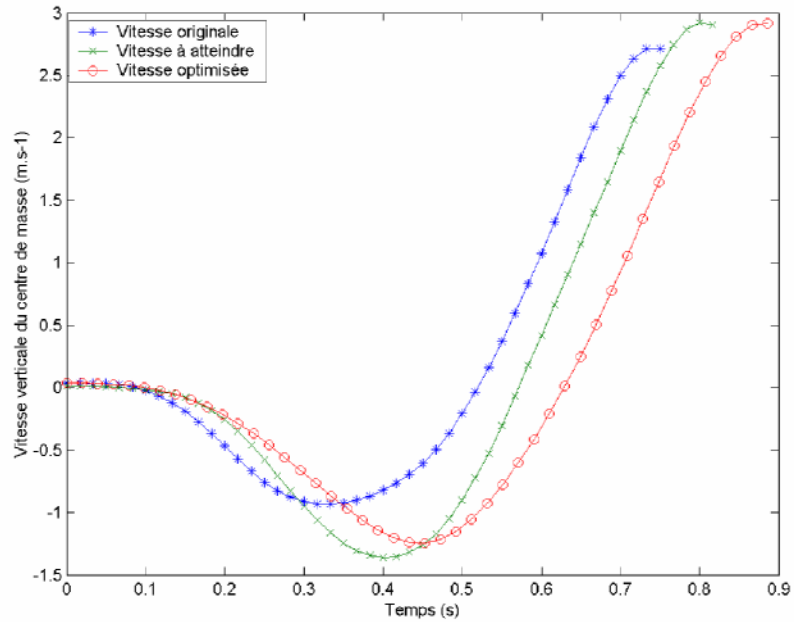


Figure 44 : vitesse verticale du centre de masse lors de l'essai capturé (courbe originelle), lors de l'essai à atteindre (courbe à atteindre) et obtenue par l' optimisation.

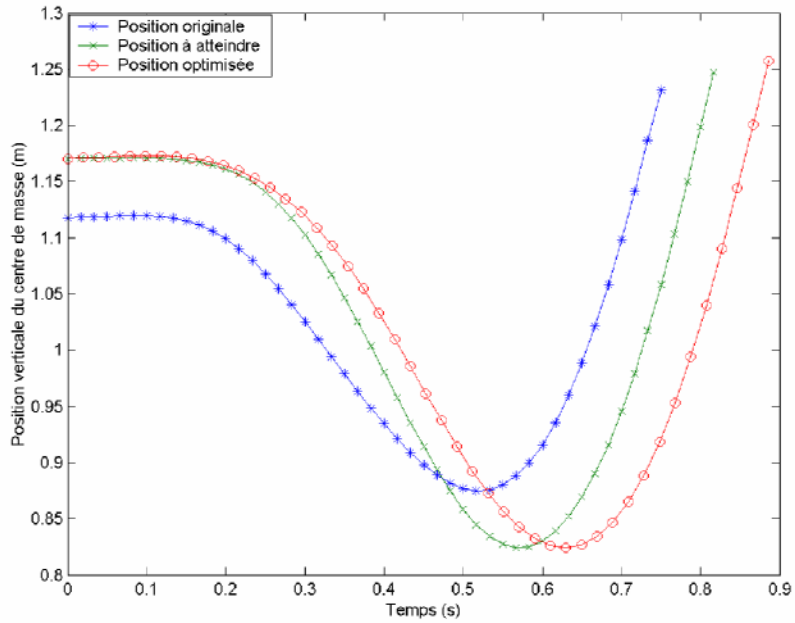


Figure 45 : trajectoire du centre de masse pendant l'impulsion mesurée pour l'essai original et l'essai à atteindre et obtenue par optimisation.

Les deux sauts choisis pour ce sujet sont proches comme dans la majorité des sauts mesurés lors de l'étude 1. Pour tester notre approche pour des différences plus importantes nous avons artificiellement créé une nouvelle impulsion en multipliant la quantité d'impulsion du fichier original par 1,5. Nous avons préservé les positions et les vitesses initiales du centre de masse lors de cet essai.

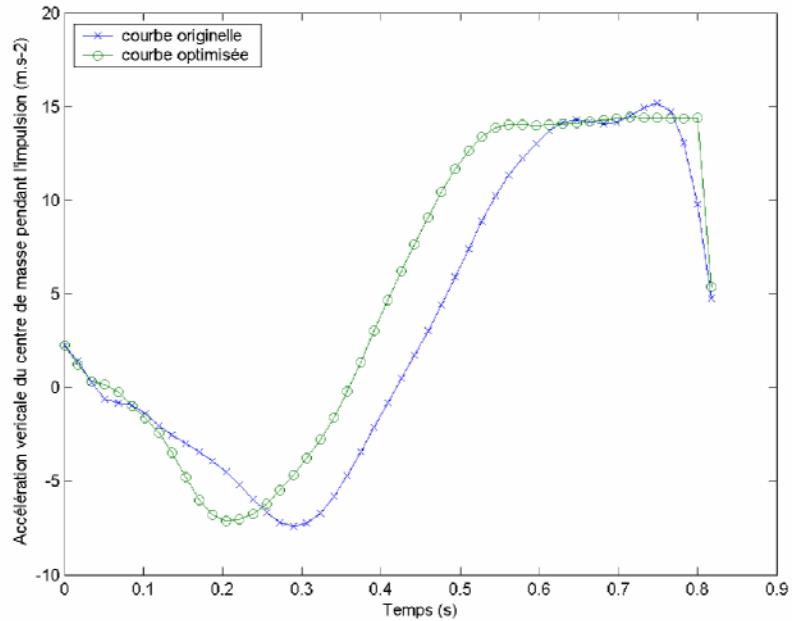


Figure 46 : accélération du centre de masse lors d'un essai capturé et issue de l'optimisation, augmentée artificiellement 1,5 fois.

La Figure 46 représente l'accélération du centre de masse obtenue après optimisation lors d'une telle augmentation artificielle de la quantité d'impulsion. La forme de l'accélération est conservée lors de l'impulsion et les conditions initiales sont bien respectées. L'adaptation s'effectue donc sur l'ensemble de l'impulsion et agit sur les conditions finales du centre de masse.

III. Discussion

La modélisation de la résultante des forces externes (ou des accélérations) par les points de contrôle permet de simplifier les problèmes nécessaires à l'adaptation de mouvements. Plutôt que d'optimiser tous les points à chaque instant, on utilise uniquement les points de contrôle. Le processus d'optimisation semble valide puisqu'il respecte toutes les contraintes en préservant la forme initiale de la courbe de forces. La principale limite de cette étude est la définition exacte du début et de la fin de l'impulsion dans les données d'origine. Une légère erreur lors de la détermination du début ou de la fin de l'impulsion conduit à de grosses erreurs sur les évaluations de la vitesse finale, de la position finale et sur l'intégrale des forces.

Le choix de l'optimisation des points de contrôle permet de préserver la forme de la courbe. L'optimisation de la durée permet de limiter l'amplitude des forces mises en jeu (en choisissant une durée plus longue) pour mieux vérifier la contrainte h_1 . Théoriquement, le système pourrait tendre vers une durée infinie qui ferait tendre les forces vers zéro. Cependant, la solution obtenue est, par nature, toujours déterminée dans le proche voisinage des points de contrôle du mouvement d'origine.

A l'avenir, il sera nécessaire de tester cette approche sur un plus grand nombre d'essais et de valider que les résultats obtenus produisent des impulsions « réalistes ». Le principal problème est de quantifier ce réalisme : est-ce de réussir à retrouver exactement des données mesurées ?

Une autre perspective consiste à travailler directement sur la trajectoire du centre de masse plutôt que sur les accélérations ou les forces afin d'atténuer les approximations numériques dues aux double dérivations et double intégrations. Pour cela, on pourrait envisager de directement modifier les points de contrôle décrivant cette trajectoire tout en minimisant les forces mises en jeu. Il serait aussi possible d'avoir une description symbolique des équations décrivant la trajectoire (expression mathématique des splines) et ainsi dériver sans approximation numérique. Cette méthode serait certainement plus stable et pourrait s'appliquer en routine sur un plus grand nombre d'essais. Dans l'approche proposée dans ce mémoire, il est très difficile d'appliquer l'optimisation directement sur tous les fichiers en raison de ces problèmes d'approximation numérique et de détermination du début et de la fin de l'impulsion. Ceci conduit à des instabilités numériques empêchant le système de converger.

Discussion générale

Ces trois études avaient pour objectif d'analyser l'impulsion dans les activités physiques. En effet, l'impulsion est déterminante dans de nombreuses disciplines sportives. Or si en athlétisme particulièrement elle a été très étudiée, elle reste que très peu évaluée dans les activités où le sol interagit avec le sportif. C'est le cas des activités gymniques où la dynamique inverse c'est-à-dire la mesure indirecte des impulsions par l'acquisition de mouvements est obligatoire pour évaluer l'impulsion. La première étude a donc pour objectif d'améliorer la chaîne de traitements nécessaire pour mesurer l'impulsion à partir de l'acquisition de mouvements. En effet, la modélisation du corps et requérir aux tables anthropométriques sont nécessaires. Ces tables anthropométriques sont basées sur des moyennes. Or de précédentes études montrent que le choix de cette table est primordiale et influence grandement les résultats. Une voie pour individualiser les paramètres segmentaires est de se baser sur une évaluation de ces paramètres. Cette voie nous a permis de réaliser notre première étude pour individualiser les paramètres segmentaires nécessaires lors de la dynamique inverse. Nous avons fait le choix de ne pas utiliser de plate-forme de forces afin d'identifier les paramètres segmentaires en situation. Ceci garantit que la fonction de coût est optimisée dans la gamme des mouvements étudiés et non lors d'un protocole préalable. En effet, comme on considère chaque segment comme un solide rigide, on commet une erreur qui dépend du mouvement lui-même (spécifiquement pour le tronc). En identifiant des masses qui respectent la fonction de coût aux moindres carrés, on obtient un jeu de paramètres qui prend partiellement en compte l'erreur que l'on commet sur ces déformations.

Toutefois, pour des populations qui ne peuvent pas effectuer de sauts importants, avec de grandes mobilisations segmentaires (c'est le cas des sujets handicapés), cette technique est tout à fait adaptable. Il suffit alors de remplacer l'accélération constante de la gravité par celle mesurée par une plate-forme de forces. Si l'objectif de l'étude est uniquement d'identifier les paramètres segmentaires, il est alors nécessaire de proposer un protocole spécifique faisant intervenir tous les segments corporels, les uns après les autres. Au contraire, si l'étude porte sur un ensemble de mouvements donnés, pour les raisons évoquées ci-dessus, il nous semble plus judicieux de se contenter d'effectuer l'identification sur ces mouvements. Afin d'améliorer les résultats, suite aux premières discussions avec des spécialistes d'identification, il semblerait plus judicieux d'optimiser les paramètres segmentaires sur l'ensemble des essais du sujet et non sur chaque essai individuellement.

Néanmoins, quel que soit la méthode d'optimisation utilisée, il nous semble qu'un grand nombre d'autres imprécisions de calcul rentre en ligne de compte dans le processus de dynamique inverse. Il serait intéressant de mieux chiffrer la part de chacun des traitements et de chacune des hypothèses sur l'imprécision totale. Il serait alors possible de mieux contrôler le processus d'évaluation indirecte de l'impulsion.

L'impulsion évaluée directement ou indirectement doit alors pouvoir être comparée entre deux individus ou deux essais d'un même sujet ou encore entre deux mouvements. Dans la littérature, peu d'études se sont intéressées à comparer des impulsions et se sont limitées à quelques paramètres : la durée de l'impulsion, la valeur du (ou des) pic(s) maximal(ux) de la résultante des forces externes et l'instant où intervient ce pic. Ces paramètres ne prennent pas en compte les différentes formes de courbes d'impulsion que l'on peut observer dans diverses activités physiques. La deuxième étude s'est donc attachée à mettre en œuvre une nouvelle méthode pour comparer les impulsions. Afin de prendre en considération la forme de la courbe, la modélisation de l'impulsion par des splines cubiques nous a semblé le plus évident. En effet, l'utilisation de splines cubiques hiérarchiques permet de définir un jeu restreint de paramètres pour une courbe (même complexe). De plus, les points de contrôle permettent de déformer intuitivement cette courbe simplement en les déplaçant.

La simple comparaison du nombre de points de contrôle évalués à différents niveaux renseigne déjà sur la forme de la courbe en indiquant par exemple sur le nombre de pics présents sur la courbe de la résultante des forces externes. Nous avons choisi de nous limiter au niveau 0 de la décomposition hiérarchique afin d'avoir un ensemble minimal de points de contrôle incluant les paramètres généralement identifiés dans la littérature. Il serait donc maintenant intéressant de mener une campagne de mesures sur un grand nombre de sujets et diverses activités physiques pour mieux appréhender la sensibilité de cette méthode. Par exemple, est-il suffisant de se limiter au niveau 0 de la décomposition ? Quels sont les apports réels et les limites de ce type d'approche comparé à celles proposées dans la littérature ? Les résultats préliminaires sur trois mouvements distincts montrent, tout de même, que l'on peut mieux caractériser les impulsions que si on se focalise sur la durée, le pic et l'instant auquel il intervient.

Ces deux premières études consistent donc à améliorer l'évaluation et la caractérisation des impulsions. Les méthodes utilisées lors des deux premières études sont alors mises en application pour proposer une méthode basée sur une modification des trajectoires du centre de masse acquises. A partir de la connaissance des conditions

initiales et finales, une nouvelle impulsion est simulée induisant ainsi une nouvelle trajectoire du centre de masse. Grâce à des approche de type cinétique inverse, cette nouvelle trajectoire du centre de masse peut alors déterminer une nouvelle gestuelle correspondante. Une des limites de cette méthode est que l'on se base sur les accélérations du centre de masse qui impliquent une double dérivation numérique de données bruitées. L'évaluation des tâches secondaires implique une double intégration du résultat pour vérifier que le centre de masse est atteignable. Ce couplage dérivation/intégration entraîne des instabilités si le bruit est trop important et si on détermine de manière imprécise les instants de début et de fin d'impulsion. A l'avenir, il nous semblerait intéressant de travailler directement avec la position du centre de masse et de minimiser les forces mises en jeu, ce qui ne ferait intervenir qu'une double dérivation sur une expression symbolique des splines.

Ce type d'approche (modélisation/simulation) semble prometteuse dans le cadre de l'optimisation de la performance car elle permet de fournir des outils alternatifs aux approches classiques d'analyse du mouvement.

Conclusion et perspectives

La première contribution de cette thèse concerne l'individualisation des paramètres segmentaires à partir de mesures indirectes, ce qui permet de calculer plus précisément les forces de réaction du sol dans un grand nombre d'activités physiques. Même si cette technique permet de s'approcher d'une mesure de force de réaction du sol, il reste quelques sources d'imprécisions qui pourraient être atténuées. A l'avenir, il semblerait donc intéressant de tester de nouvelles méthodes d'optimisation et de considérer tous les essais d'un même sujet plutôt que de calculer les paramètres segmentaires pour chaque saut. Une collaboration avec des spécialistes d'identification du LAAS/CNRS est en cours pour tester ces approches. La méthode développée dans ce mémoire pourrait être utilisée pour individualiser les paramètres segmentaires de populations particulières (handicapés, sujets en surcharge pondérale, entre autres). Pour certains sujets, il n'est pas envisageable d'analyser des phases de vol. Cependant, la technique proposée ici reste valide, à condition de remplacer l'accélération de la gravité par celle mesurée par une plate-forme de forces lors d'un protocole appliqué à la phase de contact. Il serait aussi important de valider cette approche en comparant les résultats obtenus avec des mesures directes effectuées par tomographie, par exemple.

La deuxième contribution fournit une meilleure caractérisation des impulsions. Ce nouveau paramétrage permet de mettre en évidence le lien entre les formes d'impulsion et la performance via des outils de simulation et d'optimisation. Ainsi, la technique proposée dans ce mémoire permet de calculer une nouvelle impulsion, minimisant les forces mises en jeu, tout en préservant une forme et une performance imposées. La trajectoire résultante du centre de masse peut ensuite rentrer dans un module de cinétique inverse qui déforme un geste d'origine pour vérifier ces nouvelles contraintes. Le développement de ce module s'intègre dans une thèse (de Richard Kulpa) en co-tutelle avec le projet SIAMES (Synthèse d'Images Animation Modélisation Et Simulation) de l'IRISA (Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires).

Ce travail a de nombreuses applications aussi bien dans le domaine sportif, la santé et le multimédia. Par exemple, il serait possible de proposer des outils prospectifs pour les entraîneurs afin de tester de nouvelles techniques tout en minimisant les contraintes mécaniques mises en jeu. En effet, la méthode permet de calculer de nouveaux mouvements qui minimisent les forces mises en jeu tout en préservant la performance. Ceci pourrait peut-être expliquer, alors, comment limiter les ruptures du tendon d'Achille en tumbling. Par ailleurs, animer des personnages synthétiques

capables d'adapter leurs gestes à des performances données intéresse les professionnels du multimédia : post-production de films en images de synthèse, jeux vidéos, logiciels pédagogiques, ou encore la simulation d'environnements virtuels peuplés par des humanoïdes réalistes...

Références Bibliographiques

A

- Aguado X., Izquierdo M. & Montesinos J. L. (1997). Kinematic and kinetic factors related to the standing long jump performance. *Journal of Human Movement Studies*, 32, pp. 156-169.
- Allard P., Blanchi J.P., et coll. (2000). Analyse du mouvement humain par la biomécanique. Décarié éditeurs Inc., 2^{ème} édition.
- Andrews James G.& Mish Sean P. (1996). Methods for investigating the sensitivity of joint resultants to body segment parameter variations. *Journal of Biomechanics*, 29 (5), pp. 651-654.
- Ashby B. M. & Heegaard J.H. (2002). Role of arm motion in the standing long jump. *Journal of Biomechanics*, 35, pp.1631-1637.

B

- Baumann W. (1980) On mechanical loads of the human body during sports activities. *International Series on Biomechanics, Volume 3B Biomechanics VII B. Edited by A. Morecki, K. Fidelus, K. Kedzior, A. Wit.* University Park Presse, Baltimore, pp. 79-87.
- Beltran L., Dubois J., Junqua A. & Morvant (1989). Langage praticien et langage scientifique. *Revue Française de Pédagogie*. 89, pp. 23-28.
- Bennell K., Crossley K., Wrigley T. & Nitschke J. (1999). Test-retest reliability of selected ground reaction force parameters and their symmetry during running. *Journal of Applied Biomechanics*. 15, pp.330-336.
- Bergounioux M. (2001). Optimisation et contrôle des systèmes linéaires – cours et exercices avec solutions. 2^{ème} cycle- école d'ingénieurs, édition. Dunod, Paris.
- Blajer W.& Czaplicki A. (2001). Modelling and inverse simulation of somersaults on the trampoline. *Journal of Applied Biomechanics*. 34, pp.1619-1629.

- Bideau B., Kulpa R., Ménardais S., Fradet L., Multon F., Delamarche P. & Arnaldi B. (2003). Real handball goalkeeper vs. virtual handball thrower. *Presence*. 12 (4), pp. 411-421.
- Bierlaire M. (2004). Algorithmes de recherche directe. Ecole polytechnique fédérale de Lausanne. *Disponible via le site : <http://rose.epfl.ch/cours/optimisationA/2003-2004/cours/Chap12-Recherche-Directe.pdf>*.
- Bobbert M. F., Yeadon M. R. & Nigg B. M. (1992). Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*. 25 (3), pp. 223-234.
- Bobbert M. F., Schamhardt H. C. & Nigg B. M. (1991). Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *Journal of Biomechanics*. 24 (12), pp. 1095-1105.
- Boulic R., Fua P., Herda L., Silaghi M., Monzani J. S., Nedel L. & Thalmann D. (1998). An anatomic human body for motion capture. *Proceeding. EMMSEC 98*, Bordeaux.
- Brüggemann G.P. (1983). Kinematics and kinetics of the backward somersault take-off from the floor. In H. Matsui & K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics VIII-B*. Champaign, IL : Human Kinetics, pp. 793-800
- Brüggemann G. P., Cheetham P. J., Alp Y. & Arampatzis D. (1994a). Approach to a biomechanical profile of dismounts and release-regrasp skills of the High Bar. *Journal of Applied Biomechanics*. 10 (3), pp. 291-312.
- Brüggemann G. P. (1994b). Biomechanics of gymnastic techniques. *Sport Science Review*. 3 (2), pp. 79-120.

C

- Carpentier A. & Duchateau J. (1990). Etude biomécanique du saut en longueur. *Science et Motricité*. 4 (10), pp. 21-26.

- Cavanagh P. R. & LaFortune M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running », *Journal of Biomechanics*. 13, pp. 397-406.
- Cereatti A., Camomilla V. & Cappozzo A. (2004). Estimation of the centre of rotation : a methodological contribution. *Journal of Biomechanics*, 37 (3), pp. 413-416.
- Challis J. H. (1997). Precision of human body segment inertial parameters. *Twenty-first annual meeting of the American society of Biomechanics*, Clemson University, South Carolina, September pp. 24-27.
- Chandler R. F., Clauser C. E., McConville J. T., Reynolds H. M. & Ypung J. M. (1975) Investigation of inertial properties of the human body. *AMRL Technical report 74-137*, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. (NTIS No. AD-A016-485).
- Clauser C. E., McConville J. T., & Young J. W. (1969). Weight, volume and center of mass of segments of the human body. *AMRL Technical report 69-70*, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. (NTIS No. AD-710-622).
- Cohen M. (1992). Interactive spacetime control for animation. *In Proceedings of ACM SIGGRAPH'92*. Chicago, Illinois. 26, pp. 293-302

D

- Dapena J. (1979). A simulation method for predicting the effects of modifications in human airborne movements. *Doctoral Dissertation*, University of Iowa.
- De Leva P. (1996). Adjustements to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Technical Note, Journal of Biomechanics*. 29 (9), pp1223-1230.
- Dempster , W.T., & Gaughran R.L. (1967). Properties of body segments based on size and weight. *American Journal Anatomy*. 120, pp. 33-54.
- Dempster, WT (1955). Space requirements for the seated operator. *WADC Technical report 55-159*. Wright-Patterson Air Force based, OH: Wright Air development Center.

E

- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Tanaka S. & Yamamoto S. (1995). Comparison of the performance of 3D camera systems. *Technical Note, Gait & Posture*. 13, pp.166-169.
- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Mochimaru M., Tanaka S. & Yamamoto S. (1997). Comparison of the performance of 3D camera systems II. *Technical Note, Gait & Posture*. 5, pp. 251-255.
- Erdmann W.S. (1997). Geometric and inertial data of the trunk in adult males. *Journal of Biomechanics*. 30 (7), pp 679-688.

F

- Feller I. (1975). Absprünge rückwärts im Kunstturnen [Backward takeoffs in gymnastics], Unpublished master's thesis, ETH Zürich.
- Feltner M. E., Frascetti D. J. & Crisp R. J. (1999). Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sports Science*. 17, pp. 449-466.
- Fua P., Herda L., Plänklers R. & Boulic R. (2000). Human shape and motion recovery using animation models. *19th congress, International Society for photogrammetry and remote sensing*, Amsterdam, Netherlands.

G

- Gamage S.S.H.U. & Lasenby J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*. 35, pp. 87-93.

H

- Herda L., Fua P., Plänkers R., Boulic R. & Thalmann D. (2001). Using skeleton-based tracking to increase the reliability of optical motion capture. *Human movement science*, 20 (3), pp. 313-341.
- Highton J., Davidson P. & Markham V. (2003). A laser-aligned method for anthropometry of hands. *Journal of Biomechanics*. 36, pp.1397-1400.
- Hinrichs R. N. (1990) Adjustments to the segment center of mass proportions of Clauser et al. (1969). *Journal of Biomechanics*, 23 (9), pp 949-951.
- Hwang I., Seo G. & Liv Z.C. (1990). Take-off mechanics of the double backward somersault. *International Journal of Sport Biomechanics*. 6 (2), pp. 177-186.

J

- Jackson K.M. (1979). Fitting of mathematical functions to biomechanical data. *IEEE Transactions on Biomechanical Engineering*, BME-26 (2), pp.122-124.
- Jensen R. K. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*. 11, pp. 349-358.
- Jensen R. K. & Fletcher P (1994). Distribution of mass to the segments of elderly males and females. *Journal of Biomechanics*, 27, pp. 89-96.
- Junqua A. & Cochard H. (1986). Interaction athlète-sportif : un problème délicat. *Cinésiologie*. 25 (108), pp. 305-312.

K

- Kassat G (1974). Das Problem des Abdruckverhaltens beim Handstandüberschlag » [the problem of push-off in front handspring]. *Leistungssport*. 4(1), pp. 23.

- Kingma I., Toussaint H. M., Commissaris D. A. C. M., Hoozemans M. J. M. & Ober M. J. (1995). Optimizing the determination of the body center of mass. *Journal of Biomechanics –technical note-*. 28 (9), pp. 1137-1142.
- Kingma I., Toussaint H. M., De Looze M. P.& Vaan Dieen J. H. (1996). Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of Biomechanics –technical note-*. 29 (5), pp. 693-704.
- Kinolik Z., Garhammer J. & Gregor R. J. (1980). Kinetic and kinematic factors involved in the execution of front aerial somersaults. *Medecine and Science and Exercise*. 12 (5), pp. 352-356.
- Kuo A. D. (1998). A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations. *Journal of Biomechanical Engineering*. 120, pp. 148-159.
- Kwon Y. H. (2001). Experimental Simulation of an Airbone Movement : Applicability of the Body Segment Parameter Estimation Methods. *Journal of Applied Biomechanics*. 17 (3), pp. 232-240.
- Kwon Y. H. (1996). Effects of the method of the body segments parameter estimation on airborne angular momentum. *Journal of Applied Biomechanics*. 12 (4), pp. 413-430.

L

- Lenzi D., Cappello A. & Chiari L. (2003) Influence of body segment parameters and modeling assumptions on the estimate of center of mass trajectory. *Journal of Biomechanics*. 36, pp 1335-1341.

M

- Marey M. (1894). Mécanique Animale. In: *Comptes Rendues Hebdomadaires des Sciences de l'Académie des Publies*. 119, pp. 714-717

- McConville J. T., Churchill T. D., Kaleps I., Clauser C. E. & Cuzzi J. (1980). Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. *Report No. AFAMRL-TR-80-119*, Wright-Patterson Air Force Base, OH.
- Ménardais S. (2003). Fusion et adaptation réel de mouvements acquis pour l'animation d'humanoïdes synthétiques. *Thèse de doctorat mention informatique, Université de Rennes I*.
- Milev N., Smith J. A., Petrov V., Know Y. H., Mitchell J. & Hons (1994). Biomécanique, technique. *In. Gymnastique artistique et G.R.S. : communications scientifiques et techniques d'experts étrangers*. INSEP publications, Paris, France, pp.115-175
- Miller D. I. & Nissinen M. A. (1987). Critical examination of ground force in the running forward somersaults. *International journal of sport biomechanics*. 3 (3), pp. 189-206.
- Moorehead J. D., Montgomery S. C. & Harvey D. M. (2003). Instant center of rotation estimation using the Reuleaux technique and a lateral extrapolation technique. *Journal of Biomechanics*. 36 (9), pp. 301-307.
- Mungiole M. & Martin P. E. (1990). Estimating segment inertial properties comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *Journal of Biomechanics*. 23 (10), pp. 1039-1046.

P

- Pataky T. C., Zatsiorsky V. M. & Challis J. H. (2003). A simple method to determine body segment masses in vivo : reliability, accuracy and sensitive analysis. *Clinical Biomechanics*. 18, pp. 364-368.
- Pavol M. J., Owings T. M. & Grabiner M. D. (2002). Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. *Journal of Biomechanics*. 35, pp. 707-712.

Pearsall D. J. & Costigan P. A. (1999). The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait and Posture*. 9 (3), pp. 173-183.

Plagenhoef S., Evans F. G. & Abdelnour T. (1983). Anatomical Data for analyzing human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 54 (2), pp. 169-178.

Pollard N. & Behmaram-Mosavat F. (2000). Force-based motion editing for locomotion tasks. *In Proceeding of IEEE international conference on Robotics and Automation*, San Francisco, CA.

R

Rahmani A., Dalleau G., Viale F., Hautier C. A. & Lacour J. R. (2000). Validity and reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, pp. 26-35.

Reuleaux F. (1876). *The kinematics of machinery : outlines of a theory of machines*. Macmillan, Londres, pp. 60-67.

Ricard M. D. & Veatch S. (1999). Effect of tuning speed and aerobic dance jump height on vertical ground reaction forces. *Journal of Applied Biomechanics*. 10, pp. 14-27.

Richards J. G. (1999) The measurement of human motion. A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*. 18, pp. 589-602.

S

Schot P., Dart S. & Shuh M. (1995). Biomechanical analysis of two change of direction maneuvers while running. *Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 22 (6), pp. 254-258.

Seidel G. K., Marchinda D. M., Dijkers M. & Soutas-Little R. W. (1995). Hip joint center location from palpable bony landmarks – a cadaver study. *Journal of Biomechanics*. 28, pp. 995-998.

T

Torczon, V. (1989). Multi-directional Search: A Direct Search Algorithm for Parallel Machines. *Ph.D. thesis*, Rice University, Houston, Texas, USA.

V

Vaughan C. L., Andrews J. G. & Hay J. G. (1982). Selection of body segment parameters by optimization methods. *Journal of Biomechanical Engineering*. 104 (1), pp. 38-44.

Vignerot V., Duboy J. & Lacouture P. (2000). Analyse mécanique en rotation des différentes modalités de départs de sprint. *Science et Motricité*. 41, pp. 18-22.

Vignerot V., Duboy J. & Lacouture P. (1998). Mise au point d'une analyse mécanique en translation des différentes modalités de départ en sprint. *Science et Motricité*. 34, pp. 26-36.

W

Wang X., Maurin M., Mazet F., De Castro M. N., Voinot K., Verriest J. P. & Fayet M. (1998). Three-dimensionnal modelling of the motion range of axial rotation of the upper arm. *Journal of Biomechanics*. 31, pp. 899-908.

Whitsett C.E. (1963). Some dynamics response characteristics of weightless man. *AMRL Technical Report 63-18*, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

Wicke J. & Lopers B. (2003). Validation of the volume function within Jensen's (1978) elliptical cylinder model. *Journal of Applied Biomechanics*. 19 (1), pp. 3-12.

Winter D.A. (1990). Biomechanics and Motor Control of Human Movement. *Second Edition*, A Wiley-Interscience Publication, John Wiley & Sons, Inc., Toronto.

Y

- Yeadon M. R. & King M. A. (2002). Evaluation of a torque-driven simulation model of tumbling. *Journal of Applied Biomechanics*. 18 (3), pp. 195-206.
- Yeadon M. R. & Morlock M. (1989). The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters. *Journal of Biomechanics*. 22, pp. 683-689.
- Yeadon M. R. (1990). The simulation of aerial movement. Part II : A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*. 23 (1), pp. 67-74
- Yeadon M. R. (1993a). The biomechanics of twisting somersaults, Part I. Rigid body motions. *Journal of Sports Sciences*. 11, pp. 197-198
- Yeadon M. R. (1993b). The biomechanics of twisting somersaults, Part II. Contact twist. *Journal of Sports Sciences*. 11, pp. 199-208
- Yeadon M. R. (1993c). The biomechanics of twisting somersaults, Part III. Aerial twist. *Journal of Sports Sciences*. 11, pp. 209-218
- Yeadon M. R., Atha J. & Hales F.D. (1990). The simulation of aerial movement. Part IV : a computer simulation model. *Journal of Biomechanics*. 23 (1), pp. 85-89.
- Yingling V. R., Yack H. J & White S. C. (1996). The effect of rearfoot motion on attenuation of the impulse wave at impact during running . *Journal of Applied Biomechanics*. 12, pp. 313-325.

Z

- Zatsiorsky V. & Seluyanov V. (1983). The mass and inertial characteristics of the human body. In Matsui H., Kobayashi K., editros. *Biomechanics 8-B*. Champaign : Human Kinetics, pp.1152-1159.
- Zatsiorsky V., Seluyanov V. & Chugunova L. G. (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. In : Chernyi G.G., Regirer A.,

(Eds) Contemporary problems of biomechanics. Moscow : Mir publishers,
pp.273-291.

Nombre de références : 87.

Analyse, modélisation et simulation de l'impulsion au sol dans les activités physiques

Résumé :

L'impulsion est une phase déterminante de la performance sportive. Ce travail s'intéresse ainsi à la mesure indirecte par l'acquisition de mouvements, des forces mises en jeu lors de la phase de contact avec le sol. Cette mesure fait généralement intervenir les tables anthropométriques basées sur des moyennes. Ce travail cherche à individualiser les paramètres segmentaires plutôt que d'utiliser ces tables. La résultante des forces ainsi déterminée est modélisée par des splines cubiques permettant la comparaison de son évolution au cours du temps. Pour cela, on utilise des paramètres qui prennent en compte la forme de la courbe. Ces deux techniques sont utilisées pour permettre la simulation de nouvelles impulsions. Cette simulation repose sur l'adaptation de nouveaux mouvements à partir d'impulsions déjà acquises. Les points caractéristiques qui modélisent l'impulsion sont alors optimisés pour adapter la performance à de nouvelles contraintes. Ce travail ouvre de nouvelles perspectives pour l'optimisation de la performance.

Mots Clés : impulsion, optimisation, tables anthropométriques, modélisation et simulation.

Analysis, Modelling and Simulation of take-off in several physical activities.

Abstract :

The take-off is a preponderant time that influences performance. This work focuses on the indirect measurement of external forces applied on subjects thanks to motion capture. This measurement requires the use of body segments parameters that were obtained with the averaged data of different subjects. This work proposes a method to customise body segments parameters. External forces are evaluated and then, modelled with cubic splines capturing the shapes of the corresponding curves. The resulting control points enhance the comparison between the take-offs. Both methods are used to simulate new take-offs. This simulation is obtained by optimisation of the control points to verify new constraints and new performances. As a perspective, this work could lead to new approaches to optimise performance in take-off.

Key-words: take-off, optimisation, body segment parameters, modelling and simulation.

Discipline : STAPS

Laboratoire de physiologie et de Biomécanique de l'Exercice Musculaire.

UFRAPS .Rennes II.

Av. Charles Tillon. CS 24 414. 35044 Rennes cedex.