

1994 VALE 0015

Numéro d'ordre : 94-16

THÈSE

présentée à

L'université de Valenciennes
et du Hainaut-Cambrésis

en vue de l'obtention du

DOCTORAT

Spécialité

**AUTOMATIQUE
INDUSTRIELLE ET HUMAINE**

par

Franck BARBIER

Maître ès Sciences

**MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DU CORPS
HUMAIN ET ANALYSE DE LA MARCHÉ
NORMALE ET PATHOLOGIQUE
- APPLICATION À LA RÉÉDUCATION -**

Soutenue le 9 juin 1994 devant la commission d'examen :

Messieurs : Paul
Jean-Claude
Philippe
Alain
François-Xavier
Jean-Louis

ALLARD
ANGUÉ
COIFFET
JUTARD
LEPOUTRE
VANHÉE

Directeur de thèse
rapporteur
rapporteur



THÈSE

présentée à

L'université de Valenciennes
et du Hainaut-Cambrésis

en vue de l'obtention du

DOCTORAT

Spécialité

**AUTOMATIQUE
INDUSTRIELLE ET HUMAINE**

par

Franck BARBIER

Maître ès Sciences

**MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DU CORPS
HUMAIN ET ANALYSE DE LA MARCHÉ
NORMALE ET PATHOLOGIQUE
- APPLICATION À LA RÉÉDUCATION -**

Soutenue le 9 juin 1994 devant la commission d'examen :

| | | | |
|-------------|-----------------|----------|--------------------|
| Messieurs : | Paul | ALLARD | |
| | Jean-Claude | ANGUÉ | Directeur de thèse |
| | Philippe | COIFFET | rapporteur |
| | Alain | JUTARD | rapporteur |
| | François-Xavier | LEPOUTRE | |
| | Jean-Louis | VANHÉE | |

À celles et ceux qui ont fait de moi ce que je suis.

Avant Propos

Avant Propos

Le travail présenté dans ce mémoire a été réalisé au Laboratoire d'Automatique et de Mécanique Industrielles et Humaines de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, au sein de l'équipe du Professeur Jean-Claude ANGUÉ. Je tiens ici à lui témoigner toute ma reconnaissance pour m'avoir suivi et guidé au cours de ce travail.

Je tiens à remercier Monsieur Philippe COIFFET, Directeur de Recherche au Laboratoire de Robotique de Paris, Professeur à l'INSTN et Monsieur Alain JUTARD, Professeur au Laboratoire d'Automatique Industrielle de l'INSA de Lyon, de me faire l'honneur d'être rapporteurs de ce travail.

Mes remerciements s'adressent également à Monsieur Paul ALLARD, Ph.D. ing., Professeur Agrégé, Directeur du Laboratoire d'étude sur le mouvement au sein du centre de recherche de l'hôpital Sainte Justine de Montréal, Canada pour m'avoir fait l'honneur d'accepter notre invitation, d'examiner ce travail et de siéger à la commission d'examen et à Monsieur François-Xavier LEPOUTRE, Professeur, qui dirige des recherches en biomécanique au sein du LAMIH pour avoir enrichi ma recherche et ce mémoire par le biais de ses remarques toujours constructives et de ses nombreux conseils.

Mes remerciements vont également à Monsieur Jean Louis VANHÉE, Médecin Directeur du Centre de Rééducation et de Réadaptation fonctionnelles, l'ESPOIR de Lille-Hellemmes (CRRFE) pour la qualité de son accueil, pour les moyens techniques et financiers qu'il a su mettre à notre disposition et pour l'honneur qu'il me fait en participant à cette commission d'examen.

Enfin, je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance à Monsieur Pascal CLOUP (BIOGESTA), Monsieur Pierre LOSLEVER (LAMIH) et Monsieur Philippe VOISIN (CRRFE) pour leurs aides précieuses tout au long de mon travail de recherche,

et à Emmanuelle LE STRUGEON, Martial GRISLIN et Jean-Jacques FLAHAUT quant à la réalisation finale de ce mémoire de thèse.

Sommaire

| | |
|--------------------------|----------|
| AVANT PROPOS..... | 7 |
|--------------------------|----------|

| | |
|-----------------------------------|-----------|
| INTRODUCTION GÉNÉRALE..... | 10 |
|-----------------------------------|-----------|

| | |
|------------------------------|-----------|
| PREMIER CHAPITRE..... | 14 |
|------------------------------|-----------|

*Les différentes approches de modélisation utilisées
pour l'étude de la dynamique des mouvements*

| | |
|--|----|
| I.1. INTRODUCTION :..... | 14 |
| I.2. BREF RAPPEL HISTORIQUE SUR L'ÉTUDE DE LA DYNAMIQUE DU MOUVEMENT:..... | 14 |
| I.3. POSITION DU PROBLÈME DE LA MODÉLISATION DE LA DYNAMIQUE DES MOUVEMENTS :..... | 16 |
| I.3.1. Présentation des différentes approches :..... | 16 |
| I.3.2. Les approximations des modélisations biomécaniques:..... | 17 |
| I.3.2.1. La localisation des centres articulaires et des axes de rotations :..... | 17 |
| I.3.2.1. La modélisation des données anthropométriques :..... | 19 |
| I.3.3. Conclusion :..... | 21 |
| I.4. LE CALCUL DES FORCES ET DES MOMENTS AGISSANT SUR LE CENTRE DE GRAVITE DU CORPS :..... | 22 |
| I.4.1. Les hypothèses et la mise en équation :..... | 22 |
| I.4.2. Exemples d'études réalisées avec ce type de modèle :..... | 24 |
| I.4.3. L'intérêt et les limites de l'approche balistique :..... | 24 |
| I.4.4. Conclusion :..... | 25 |
| I.5. LE CALCUL DES FORCES ET DES MOMENTS ARTICULAIRES :..... | 25 |
| I.5.1. Les différents formalismes utilisés :..... | 26 |
| I.5.1.1. Les méthodes itératives :..... | 26 |
| I.5.1.2. Les méthodes globales :..... | 27 |
| I.5.1.3. Conclusion :..... | 27 |
| I.5.4. Présentation d'études réalisées avec les modèles articulaires bi et tridimensionnels : | 28 |
| I.5.4.1. Les modèles bi-dimensionnels :..... | 28 |
| I.5.4.2. Les modèles tri-dimensionnels :..... | 31 |
| I.4.1.2.1. La médecine:..... | 31 |
| I.4.1.2.2. L'ergonomie :..... | 32 |
| I.5.5. Les limites de ce type de modèle :..... | 34 |
| I.5.6. Conclusion :..... | 35 |
| I.6. LE CALCUL DES EFFORTS MUSCULAIRES :..... | 36 |
| I.6.1. Les techniques de calcul :..... | 36 |
| I.6.2. Exemples d'études réalisées avec ce type de modèle :..... | 39 |
| I.6.3. Les limites de ce type de modèle..... | 41 |
| I.6.4. Conclusion :..... | 42 |
| I.7. CONCLUSION :..... | 43 |

DEUXIÈME CHAPITRE.....46

***Proposition d'une modélisation mécanique
tridimensionnelle du corps humain***

| | |
|---|----|
| II.1. INTRODUCTION :..... | 46 |
| II.2. POSITION DU PROBLÈME :..... | 46 |
| II.2.1. Description de l'existant du L.A.M.I.H. : | 46 |
| II.2.2. Analyse de l'existant : | 47 |
| II.3. PROPOSITION D'UNE MODÉLISATION PARAMÉTRIQUE DE LA STRUCTURE CORPORELLE EN VUE DU CALCUL DES EFFORTS ARTICULAIRES:..... | 48 |
| II.3.1. Les entrées du modèle :..... | 49 |
| II.3.2. La modélisation géométrique :..... | 49 |
| II.3.2.1. Les points :..... | 49 |
| II.3.2.2. Les segments :..... | 50 |
| II.3.3. La modélisation inertielle : | 51 |
| II.3.3.1. La masse des segments corporels :..... | 52 |
| II.3.3.2. Les positions des centres de gravité des segments corporels :..... | 52 |
| II.3.3.3. Les matrices principales d'inertie des segments corporels :..... | 53 |
| II.3.3.4. Conclusion: | 55 |
| II.3.4. Les modules de calcul :..... | 55 |
| II.3.4.1. Le module de dérivation : | 55 |
| II.3.4.2. Le module calculant l'orientation spatiale des segments et leur accélération angulaire:..... | 55 |
| II.3.4.3. Le calcul des forces articulaires : | 58 |
| II.3.4.4. Le calcul des couples articulaires : | 59 |
| II.3.4.5. L'organisation des calculs : | 62 |
| II.4. LES PROBLÈMES DE PRÉCISION :..... | 62 |
| II.4.1. Les approximations inertielles :..... | 62 |
| II.4.2. La précision des mesures cinématiques : | 63 |
| II.4.3. Les approximations sur la localisation des centres articulaires :..... | 64 |
| II.4.4. Les problèmes liés à la dérivation /THEODOR 92/ :..... | 65 |
| II.4.5. La propagation des erreurs : | 67 |
| II.4.6. Conclusion sur les problèmes de précision :..... | 67 |
| II.5. ÉVALUATION DE LA SENSIBILITÉ DU MODÈLE À SES ENTRÉES ET À SES PARAMÈTRES: | 67 |
| II.5.1. Présentation de la simulation :..... | 68 |
| II.5.2. Évaluation de l'influence des approximations, des erreurs de mesure et de calcul sur le modèle :..... | 69 |
| II.5.2.1. L'influence de l'opération dérivée :..... | 69 |
| II.5.2.2. L'influence de la méconnaissance de la masse des segments :..... | 70 |
| II.5.2.3. L'influence des erreurs de mesure des forces et des couples appliqués :..... | 70 |
| II.5.2.4. L'influence des erreurs de mesure des entrées cinématiques :..... | 71 |
| II.5.2.5. L'influence du cumul des approximations et des erreurs de mesure :..... | 71 |
| II.5.3. Conclusions :..... | 72 |
| II.6. CONCLUSION : | 72 |

TROISIÈME CHAPITRE.....74

***Les protocoles et dispositifs expérimentaux et les pré-
traitements des données***

| | |
|---|----|
| III.1. INTRODUCTION | 74 |
| III.2. LE PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL LIE À L'ÉTUDE DES LIGAMENTOPLASTIES DE GENOU : | 75 |
| III.2.1. Les ligamentoplasties : | 75 |
| III.2.2. Le protocole : | 76 |
| III.2.3. La population : | 76 |
| III.3. LE DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL : | 76 |
| III.3.1. Le système S.A.G.A. 3 : | 76 |
| III.3.1.1. Description du principe du système S.A.G.A.3: | 77 |
| III.3.1.2. L'optimisation des mesures cinématiques : | 79 |
| III.3.1.3. Évaluation de la précision du système : | 79 |
| III.3.1.3.1. Résultats des tests en mode statique : | 80 |
| III.3.1.3.2. Résultats des tests en mode dynamique : | 82 |
| III.3.1.3.3. Conclusion des tests de précision : | 83 |
| III.3.2. Les plateformes de forces LOGABEX: | 83 |
| III.3.3. Le chemin de marche : | 85 |
| III.3.4. Les rotateurs externes : | 86 |
| III.4. DÉROULEMENT D'UNE EXPÉRIMENTATION : | 87 |
| III.4.1. Le calibrage des caméras: | 88 |
| III.4.2. Le repérage des plateformes : | 88 |
| III.4.3. La préparation du sujet et l'acquisition des données : | 88 |
| III.4.4. L'acquisition des coordonnées bidimensionnelles: | 89 |
| III.4.5. La mise en correspondance : | 89 |
| III.4.6. Le calcul des coordonnées tridimensionnelles : | 89 |
| III.4.7. Le calcul et l'exportation des variables : | 90 |
| III.5. LA CONSTRUCTION DES ENTRÉES DU MODÈLE ET DU JEU DE DONNÉES À ÉTUDIER : | 91 |
| III.5.1. L'élaboration des entrées du modèle : | 91 |
| III.5.2. L'élaboration du jeu de données à étudier : | 92 |
| III.6. CONCLUSION : | 92 |

QUATRIÈME CHAPITRE.....94

***Résultats de l'analyse
des données expérimentales et des efforts calculés***

IV.1. INTRODUCTION : 94

IV.2. L'ANALYSE DES DONNÉES DE LA POPULATION TÉMOIN: 95

 IV.2.1. Position du problème : 95

 IV.2.1. La caractérisation des signaux : 97

 IV.2.2. Le codage des signaux : 98

 IV.2.2.1. Le choix de la valeur de translation : 98

 IV.2.2.2. Le choix du facteur d'échelle : 99

 IV.2.3. La classification des signaux : 100

 IV.2.4. Les indices caractérisant la situation d'un patient par rapport aux classes de référence : 100

 IV.2.5. Conclusion : 101

IV.3. PROPOSITION D'UNE REPRÉSENTATION GRAPHIQUE DES RÉSULTATS : 102

 IV.3.1. Représentation de la distance entre le pas d'un sujet et les pas moyens résumant les classes de pas : 103

 IV.3.2. Représentation des distances des composantes caractérisant les sujets et les classes de pas : 104

 IV.3.3. Représentation des variables cinématiques et dynamiques : 105

 IV.3.4. Conclusion : 106

IV.4. LES RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX: 108

 IV.4.1. Les résultats de l'analyse de données de la population de référence : 108

 IV.4.1.1. Les résultats de la classification : 108

 IV.4.1.2. Analyse des résultats de la classification : 110

 IV.4.1.3. Conclusion : 111

 IV.4.2. Présentation des résultats des tests d'un patient : 111

 IV.4.2.1. La valeur des indices globaux et locaux : 111

 IV.4.2.2. Un exemple de représentation graphique d'une variable cinématique en fonction du pourcentage du cycle : l'angle du genou..... 114

 IV.4.2.3. Un exemple de représentation graphique de variables dynamiques en fonction du pourcentage du cycle : le couple en x et la force en z au niveau du genou. 116

 IV.4.2.4. Les résultats des tests d'efforts statiques au niveau de l'articulation du genou : 119

 IV.4.2.5. Conclusion : 120

IV.5. CONCLUSION : 120

CINQUIÈME CHAPITRE.....122

Bilan et perspectives de la recherche

V.1. ANALYSES, SYNTHÈSES ET PROPOSITIONS POUR PALLIER LES PROBLÈMES
RENCONTRES DANS LA MODÉLISATION, LES EXPÉRIMENTATIONS ET L'ANALYSE DE
DONNÉES :..... 122

V.1.1. La modélisation biomécanique du corps :..... 122

V.1.2. L'instrumentation : 123

V.1.3. L'analyse de données :..... 124

V.1.4. Conclusions :..... 125

V.2. LA SIMULATION ET/OU L'OPTIMISATION DES MOUVEMENTS : 125

V.2.1. La place de la simulation dans l'évaluation des modélisations biomécaniques :... 126

V.2.2. La place de la simulation et de l'optimisation dans les études sur le mouvement : 127

V.2.2.1. La médecine :..... 127

V.2.2.2. Le sport :..... 128

V.2.2.3. L'ergonomie :..... 128

V.2.2.4. L'animation :..... 129

V.2.2.5. La robotique :..... 130

V.2.3. Les limites de ce type de modèle : 131

V.2.4. Conclusions :..... 132

V.3. PROPOSITION D'UN ATELIER DÉDIÉ A L'ANALYSE, A LA SIMULATION ET A
L'OPTIMISATION DES MOUVEMENTS 133

V.3.1. Introduction :..... 133

V.3.2. Présentation de l'architecture de l'atelier : 135

V.3.3. Présentation des notions de patron et de règle :..... 137

V.3.4. L'organisation de la simulation, l'optimisation et la génération de commandes
associées aux différents niveaux de description..... 137

V.3.5. Conclusion :..... 138

V.6. CONCLUSION:..... 138

| | |
|---------------------------------|------------|
| CONCLUSION GÉNÉRALE..... | 142 |
|---------------------------------|------------|

| | |
|---------------------------|------------|
| BIBLIOGRAPHIE..... | 146 |
|---------------------------|------------|

| | | |
|---------------------|--|------------|
| ANNEXE I : | Les plateformes de forces | 160 |
| ANNEXE II : | Les différents systèmes d'analyse gestuelle | 161 |
| ANNEXE III : | Le modèle anthropométrique, le modèle géométrique et le fichier des paramètres du modèle | 163 |
| ANNEXE IV : | Les couples et les forces au niveau du sol et aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche pour un patient ayant subi une ligamentoplastie au genou gauche lors de son premier test | 166 |
| ANNEXE V : | Les indices globaux et locaux pour les 5 tests d'un patient ayant subi une ligamentoplastie au genou gauche | 175 |
| ANNEXE VI : | Les patrons et les règles..... | 181 |

Introduction **générale**

Introduction générale

Le XIV congrès de la Société Internationale de Biomécanique qui a eu lieu à Paris en 1993 était dédié à Etienne-Jules Marey (1830-1904) dont les travaux marquent le début de la biomécanique scientifique. Ce congrès et ses symposiums satellites ont mis en évidence les nombreux domaines : la médecine, le sport, l'ergonomie, les transports, la robotique, l'animation dans lesquels, de nos jours, intervient la biomécanique. De plus, le dynamisme et l'esprit d'invention qui animaient les chercheurs du siècle dernier sont toujours présents comme en témoignent, l'évolution constante des instruments de mesure, ainsi que la mise en oeuvre d'une part, de nouvelles approches de modélisation qui conduisent à des représentations de plus en plus fidèles des êtres vivants et d'autre part de techniques de calcul sophistiquées qui fournissent des données de plus en plus précises sur les processus physiques qui s'y développent. Enfin, si les résultats des recherches en biomécanique viennent toujours accroître la connaissance générale sur les êtres vivants, elles contribuent au bien-être de l'homme, à l'accroissement de ses performances et enfin à la définition de produits industriels qui lui sont mieux adaptés.

Par conséquent, la biomécanique apparaît comme une discipline à l'intersection de nombreux domaines qui tout à la fois l'enrichissent par leurs différentes cultures scientifiques et la complexifient par des langages et des objectifs qui se révèlent souvent différents. Ainsi, le travail de recherche présenté dans ce mémoire bénéficie de l'apport, d'une part de l'automatique en ce qui concerne la modélisation, l'analyse de données et l'instrumentation et d'autre part du domaine biomédical pour l'explication des phénomènes observés. Il concrétise la volonté de coopérer d'un groupe de chercheurs pluri-disciplinaires et s'inscrit dans les études sur les mouvements humains entreprises au sein du L.A.M.I.H. dans le cadre de la médecine, du sport, de l'ergonomie et des transports.

Il se focalise plus particulièrement sur la problématique médicale et tente de résoudre un des problèmes rencontrés par les thérapeutes qui travaillent dans le domaine de la rééducation et la réadaptation fonctionnelle : le suivi et l'évaluation de la rééducation de la marche. La rééducation qui a été choisie en collaboration avec nos interlocuteurs médicaux du centre L'ESPOIR de LILLE pour illustrer nos travaux est la rééducation de la ligamentoplastie de genou.

La démarche adoptée pour résoudre ce problème est double. D'une part, le suivi et l'évaluation de la rééducation nécessitent d'objectiver les observations de la marche en réalisant la mesure des données cinématiques et dynamiques qui la caractérisent afin de pouvoir les analyser. D'autre part, à partir de ces données et de la modélisation de la structure corporelle du corps humain, il est possible de déduire des informations inobservables : les forces et les couples articulaires dont l'intérêt pour expliquer les défauts de marche est connu.

Conséquence de cette double approche, les problèmes à résoudre sont de nature différente. D'un côté, la modélisation de la structure corporelle par laquelle passe le calcul des forces et des couples articulaires ne va pas sans poser de problème. En effet, son paramétrage : les données anthropométriques propres à chaque sujet et plus particulièrement les données inertielles ne sont pas directement mesurables. De plus, les hypothèses de rigidité conditions à l'application des lois de la mécanique des systèmes articulés sont remises en cause par la plasticité de notre corps et par la difficulté à déterminer avec précision, la position des centres articulaires à partir de dispositifs et d'instruments de mesure externes au corps.

D'un autre côté, le suivi et l'évaluation de la rééducation nécessitent d'élaborer d'une part, des références et d'autre part une métrique afin de pouvoir quantifier la progression ou la régression d'un patient. De plus, compte tenu du nombre de données cinématiques et dynamiques mesurées par les systèmes de mesure opto-électroniques modernes ou calculées à partir de modèles biomécaniques, il est souhaitable de proposer une démarche d'assistance à l'analyse de ces résultats.

Pour répondre à cette double problématique, le mémoire s'organise en cinq chapitres. Après un bref rappel historique sur l'étude du mouvement, le premier chapitre met tout d'abord l'accent sur les approximations des données anthropométriques et sur la localisation des centres articulaires qui sont inhérentes à toute modélisation biomécanique et décrit les solutions mises en oeuvre dans la littérature pour y pallier. La seconde partie de ce chapitre s'attache à décrire les différentes approches qui conduisent respectivement aux calculs des forces et des couples appliqués au centre de gravité du corps ou aux articulations et des forces engendrées par les muscles. De plus, le contexte et les résultats obtenus à partir de ces calculs sont présentés à travers des exemples concrets pris dans la littérature.

A partir de ce premier chapitre et des travaux de modélisation de /LAASSEL 92B/, une proposition de modélisation de la structure corporelle reconfigurable selon le contexte des études est présentée. Cette adaptabilité est obtenue à partir de la définition et de l'organisation originale de la description de la structure corporelle. Les détails du code de calcul itératif implémentant le formalisme de Newton-Euler et permettant d'obtenir les forces et les couples articulaires sont ensuite explicités. Enfin, la dernière partie de ce chapitre est consacrée à l'évaluation de la sensibilité du code de calcul à ses entrées et à ses paramètres.

Le contexte expérimental de la recherche est présenté dans le troisième chapitre. Les protocoles et les dispositifs expérimentaux y sont décrits et la précision du système opto-électronique ainsi que celle des plates-formes de force est étudiée. Le déroulement des expérimentations est ensuite précisé ainsi que les différents traitements qui conduisent d'une part à l'élaboration des entrées et des paramètres du code de calcul et d'autre part au jeu de données traité par l'analyse de données.

Le quatrième chapitre est dédié à l'analyse des données cinématiques et dynamiques caractérisant la marche. La première partie conduit à la déduction à partir d'un échantillon de 55 sujets sains de classes de pas et à l'extraction d'un représentant permettant de fixer des références de la marche normale. La deuxième étape est consacrée à l'élaboration d'une métrique via des indices qui traduisent la distance entre les données qui caractérisent un sujet et le représentant d'une classe. Dans la troisième partie est proposée une démarche graphique, hiérarchique et ergonomique permettant au praticien d'exploiter les résultats du calcul des indices et d'en déduire les variables les plus informatives. Enfin, la quatrième partie vient enrichir la démarche précédente en exploitant l'analyse des résultats du calcul des forces et des couples articulaires.

Le bilan des recherches entreprises est dressé dans la première partie du cinquième chapitre. Les axes de recherche que représentent la simulation et l'optimisation des mouvements sont présentés et leur complémentarité avec les démarches exposées dans le premier chapitre est soulignée. Cette dernière sert de base à la proposition de la structure et des fonctionnalités d'un atelier dédié à l'analyse, à la simulation et à l'optimisation des mouvements.

Premier chapitre

*Les différentes approches de modélisation utilisées
pour l'étude de la dynamique des mouvements*

Premier chapitre

Les différentes approches de modélisation utilisées pour l'étude de la dynamique des mouvements

I.1.INTRODUCTION :

Le premier chapitre, après un bref rappel historique, présente l'évolution de l'étude de la dynamique des mouvements. Les études balistiques sont tout d'abord évoquées. Les problèmes qu'elles suscitent et la rigueur qu'elles nécessitent sont mis en évidence. Les modèles segmentaires sont ensuite présentés allant des modèles simplifiés bidimensionnels aux modèles récursifs tridimensionnels. L'intérêt des deux grands types d'approches itérative et globale sur lesquelles la modélisation s'appuie est discuté. Viennent ensuite, les modèles dits "Musculo-squelettiques" permettant de remonter aux efforts musculaires durant le mouvement. Les difficultés du paramétrage, des calculs et de la validation qu'engendrent ces modèles sont présentées à travers différentes approches proposées dans la littérature.

I.2.BREF RAPPEL HISTORIQUE SUR L'ETUDE DE LA DYNAMIQUE DU MOUVEMENT:

Les premiers à avoir entrepris des recherches approfondies sur la mécanique du mouvement humain sont Weber W. et Weber E. (1836). Ils firent de nombreuses observations qui ont jeté les bases de l'analyse du mouvement. Ils ont répertorié l'inclinaison et les oscillations verticales du tronc, la longueur de la jambe pour différents degrés d'extension, la vitesse maximum de marche, la relation entre la durée et la longueur du pas ainsi que bien d'autres grandeurs et relations caractérisant le mouvement humain. Mais faute d'outils de mesure de la cinématique des différentes parties du corps, Weber W. et Weber E. avancèrent que le mouvement de la jambe pendant la phase oscillante était exclusivement dû à son poids sans qu'aucune force musculaire n'intervienne. Ceci leur attira de nombreuses critiques mais leurs détracteurs ne pouvant leur opposer que des données empiriques n'arrivèrent pas à démontrer de façon irréfutable leur erreur /BRAUNE 87/.

En 1885, le physiologiste français E.J. Marey et son collaborateur G. Demeny menèrent la première analyse balistique du corps humain. Dans le cadre d'une étude sur le saut en hauteur de pied ferme, ils vérifièrent la justesse des équations de la balistique en menant une analyse chronophotographique et dynamographique du phénomène /DEBONNE 88/.

Cette analyse avait été rendue possible par les inventions de E.J. Marey que sont le fusil photographique et la première plateforme de force. Il donna à sa première caméra le nom de fusil car elle était construite à l'origine pour décomposer le vol des oiseaux qu'il suivait en vol comme on le ferait avec un fusil de chasse. Son temps d'exposition était de 1/700 de seconde et sa fréquence d'acquisition était d'une douzaine d'images par seconde /BRAUNE 87/. Quant à sa première plateforme de force, elle était constituée d'un tambour muni d'une membrane

élastique reliée à un inscripteur /FALIZE 69/.

Les progrès des études ont ensuite été liés aux développements technologiques dont le but était d'améliorer la confrontation entre les données cinématographiques et les données dynamographiques. E.J. Marey construisit une chaussure exploratrice puis un plancher enregistreur afin de recueillir des informations sur une plus longue durée et d'accroître la qualité des mesures. Les mêmes raisons ont poussé Amar en 1916 à élaborer dans le cadre de ces études qu'il publia sous le titre "Le moteur humain" en 1923, un trottoir dynamographique permettant de mesurer les forces selon les trois dimensions de l'espace. Pour mesurer les forces externes pendant la marche, Elfmann, en 1938, développa quant à lui une plateforme de force à ressort. En 1958, Maks et Hishers qui étudient la marche de l'hémiplégique remplacent le système à ressort par des jauges de contrainte.

De nos jours, les plateformes de forces sont conçues autour de capteurs piézo-électrique ou de jauges de contraintes. Enfin, la fréquence propre de ces plateformes, élément important qui conditionne la qualité de la mesure peut atteindre 700 Hz et plus. Ceci est obtenu par la rigidité de la plateforme de force et la qualité du conditionnement des signaux (voir annexe D).

Parallèlement aux capteurs dynamographiques, les systèmes d'enregistrement des mouvements humains se développèrent. Peu après les premiers enregistrements de E.J. Marey (1874), le photographe américain Muybrige eut l'idée de déterminer les différentes phases du mouvement du cheval avec une série d'appareils photographiques disposés les uns à côté des autres et déclenchés à tour de rôle et à de courts intervalles (1878). La chronophotographie précéda de peu l'invention des frères Lumière, le cinématographe (1895).

Le développement technique des caméras a profité de l'essor considérable du cinéma. Très tôt, des caméras de grandes qualités et pouvant enregistrer plusieurs milliers d'images par seconde sont apparues. Elles restent de nos jours un moyen d'investigation important lorsque des scènes ultra-rapides doivent être étudiées avec une grande résolution (crash test). Néanmoins, le coût de leur utilisation, la longueur de leur cycle d'exploitation - développement, dépouillement - a fait reculer leur utilisation dans de nombreux domaines comme la biomécanique.

La vidéo s'est ensuite développée. Moins chère et au développement immédiat, elle a supplanté le cinéma dans le domaine scientifique. Les caméras à tubes sont tout d'abord apparues suivies par les caméras CCD. Ces dernières à la résolution importante (>500 points/ligne), possédant une rémanence faible (< 20ms), une bonne sensibilité (environ 0.1 lux) et des temps d'intégration variables (classiquement 1/50 à 1/1000) se sont imposées comme les capteurs de vision des systèmes d'analyse gestuelle modernes /CLOUP 89/.

En conclusion, le biomécanicien moderne dispose de systèmes d'analyse gestuelle de plus en plus sophistiqués et complexes dont le but est de fournir le plus rapidement et le plus précisément possible des informations cinématiques et dynamiques sur le mouvement étudié (voir annexe II). Mais, ces systèmes aussi perfectionnés soient-ils, restent des raffinements des inventions d'E.J. Marey.

Par contre, la problématique de la biomécanique du mouvement humain est restée la même depuis le siècle dernier. Elle peut être traduite par : la déduction et l'analyse des forces musculaires qui régissent le mouvement du corps humain, celui-ci étant considéré comme un système mécanique articulé soumis aux lois de la mécanique, dans le but de comprendre les stratégies des activations musculaires, de les simuler et de les optimiser.

Dans la suite de ce chapitre, après une description rapide des trois principales approches de modélisation et des approximations qui leur sont associées, chacune d'entre elle est présentée en détails en mettant l'accent sur les techniques de modélisation nécessaires à leur mise en œuvre, les études qu'elles permettent de réaliser et la manière dont elles tentent à leur niveau d'apporter des solutions et de nouveaux angles d'approche à la problématique complexe de la biomécanique.

I.3.POSITION DU PROBLEME DE LA MODELISATION DE LA DYNAMIQUE DES MOUVEMENTS :

Si l'étude de la cinématique d'un mouvement permet d'en rendre compte, de le quantifier et de l'étudier, elle ne renseigne pas sur l'origine du mouvement. Ainsi, le but de la modélisation mécanique du corps humain est d'enrichir les études cinématiques par l'étude des forces et des moments qui se développent au sein du corps au cours des mouvements. En effet, les forces et les moments sont les reflets des commandes qui les engendrent et sont des clefs précieuses pour comprendre l'élaboration des mouvements.

I.3.1.Présentation des différentes approches :

Comme l'a mis en évidence le §I.2, la première méthode historiquement développée est celle qui consiste à étudier la balistique du corps. En d'autres termes, elle se focalise sur l'étude d'une part, de la position du centre de gravité du corps et d'autre part, sur les forces et les couples qui s'y exercent. Cette démarche qui peut être considérée comme globale puisqu'elle résume le corps à son centre de gravité, demande, dans sa forme la plus simple, peu de moyens pour être mise en œuvre, mais ne renseigne guère sur l'élaboration des mouvements.

La seconde méthode développée a pour objet d'atteindre un niveau de détail supplémentaire et vise à calculer les forces et les moments articulaires. Le corps est alors considéré comme un système composé de corps rigides articulés. Cette méthode demande des moyens de calcul et d'acquisition plus importants puisque les équations de la dynamique doivent être écrites pour chaque segment corporel modélisé et que les données cinématiques définissant le mouvement des segments doivent être connues pour évaluer ces équations. Cette démarche est proche de la conception de la robotique des systèmes articulés dans le sens où les éléments moteurs qui engendrent le mouvement sont localisés au niveau des articulations.

La troisième est une méthode qui tente de sortir de cette vision mécaniste du corps et dont le but est d'évaluer les efforts musculaires lors des mouvements. Le corps est alors vu comme un système constitué comme précédemment de segments rigides associés les uns aux autres par des articulations mais dont les éléments moteurs sont les muscles. Cette démarche séduisante est

difficile à mettre en œuvre, compte tenu de la nature redondante du système musculo-squelettique. Elle consiste dans un premier temps à calculer les forces et les moments articulaires et dans un deuxième temps à en déduire les forces musculaires. Celle-ci implique une modélisation préalable des muscles et l'utilisation de techniques de calcul sophistiquées basées principalement sur des algorithmes d'optimisation pour déterminer la contribution de chacun des muscles à la génération du mouvement articulaire.

Si ces méthodes sont différentes par leurs objectifs et par leur niveau de détails, elles sont toutes soumises à des approximations qui sont inhérentes à la modélisation mécanique des corps vivants.

I.3.2. Les approximations des modélisations biomécaniques:

Lorsque la mise en équation purement mécanique des modèles du corps humain est réalisée avec l'une des trois approches précédemment exposées, des problèmes importants restent à résoudre. En effet, selon /ISHAC 93/, trois erreurs potentielles sont inhérentes aux différentes approches de modélisation. Premièrement, l'anatomie ne satisfait pas les hypothèses qu'implique la modélisation du corps par des segments rigides interconnectés par des articulations parfaites qui n'offrent aucune résistance. Deuxièmement, les centres instantanés de rotations ne sont pas parfaitement connus. Troisièmement, les approximations sur les données anthropométriques et géométriques des segments conduisent à des erreurs dans le calcul des forces et des moments.

Dans la suite de cette troisième partie, les problèmes liés aux calculs des centres instantanés de rotations et à la modélisation des segments sont exposés ainsi que les solutions apportées par la littérature.

I.3.2.1. La localisation des centres articulaires et des axes de rotations :

Tout d'abord /PENNOCK 90/, en dehors de toutes considérations sur les modèles, insiste sur l'enjeu que représente la précision des données cinématiques. En effet, elles conditionnent la qualité du diagnostic et par voie de conséquence l'adéquation entre le traitement et la pathologie. De plus, il souligne qu'une précision accrue permet d'élaborer des prothèses tenant compte plus finement des particularismes anatomiques et en facilite ainsi l'installation. De plus, ces données sont les entrées des modèles dynamiques, elles en conditionnent la précision et /PATRIARCOT 81/ montre que dans la détermination des forces musculaires ce sont les facteurs principaux de la précision des modèles. Enfin, il définit les données cinématiques comme devant être claires, concises et définissant le déplacement de façon universelle. C'est ainsi qu'il propose un système de coordonnées plus réaliste pour le genou par rapport à ceux proposés dans la littérature. En constatant les écarts entre les déplacements calculés à partir de sa méthode et les trois autres propositions de la littérature, il confirme l'influence de la définition du repère local dans le calcul des différentes variables liées au segment.

Si la démarche de /SCOTT 91/ et /VAN DER BOGERT 93/ n'est pas identique à celle précédemment exposée elle s'en rapproche. En effet, ces deux auteurs ne proposent pas un

système de coordonnées mais affinent la modélisation de l'articulation de la cheville. Si la connaissance plus précise d'une articulation conduit à des investigations plus poussées et permet de "calculer" les contraintes internes inaccessibles sans ce type de modélisation, il faut rester très prudent vis à vis de ces résultats lorsque l'on connaît la véritable précision des systèmes d'analyse gestuelle, le nombre des marqueurs, (10) pour le tibia et pied /SCOTT 91/, la taille des marqueurs de 1 à 1,8 cm selon les auteurs et leur proximité. Si l'affinement de la modélisation d'une articulation est toujours souhaitable, il faut néanmoins savoir la limiter par rapport aux outils et aux conditions de mesure.

Prenant en compte le bruit inhérent à toute mesure issue de systèmes photogrammétriques /WOLTRING 91/ présente des techniques de lissage et de dérivation pour le calcul de l'axe instantané de rotation ou axe hélicoïdal. Cet outil mathématique est mis en avant par /WOLTRING 91/ et d'autres auteurs pour calculer le centre instantané de rotation pour des articulations complexes comme le genou et permettre ainsi un calcul plus précis des moments articulaires. /SCHIAVI 87/ relève aussi sa capacité à différencier la cinématique des sujets sains de la cinématique des sujets pathologiques. Néanmoins, /RAMAKRISNAN 91/ reporte dans son étude que les axes instantanés de rotation ont une plus grande sensibilité à l'imprécision sur la définition et la construction des repères locaux que les angles d'Euler. De plus pour cet auteur, les axes instantanés de rotations sont moins faciles à utiliser pour décrire la cinématique d'une articulation parce qu'ils n'ont pas de réalité clinique. Si cette remarque doit être prise en compte lors de l'élaboration d'une feuille de résultats utilisée par les cliniciens, elle ne doit pas priver l'analyse de données et la modélisation biomécanique d'un outil permettant respectivement de différencier efficacement deux observations et d'accroître la précision des variables dynamiques des mouvements.

Dans /ISHAC 93/ les principaux facteurs entraînant les problèmes de précision sur les centres instantanés de rotation sont énumérés. Ce sont les mouvements de la peau sous les marqueurs, la forme de la surface en contact avec le marqueur et l'estimation de leur position a priori. Les positions des centres instantanés de rotation calculées à partir de ces données bruitées conduisent à des erreurs. Ces erreurs se manifestent à travers l'inégalité de la position d'un centre instantané de rotation d'une articulation lorsqu'elle est calculée à partir des repères locaux de deux segments adjacents. Pour remédier à ce problème, les auteurs calculent la moyenne de l'écart entre les différentes positions calculées au cours d'un cycle de marche et ils modifient la position originellement calculée en soustrayant cette moyenne à l'écart à l'instant t. La trajectoire d'un des segments est alors modifiée. Ils supposent que les marqueurs au niveau du pied sont les plus fiables car étant les moins soumis au mouvement de peau. Les modifications pour le membre inférieur se font donc à partir des segments distaux.

/CHEZE 93a/ présente une solution plus élaborée à ce problème. Les points définissant la structure squelettique ne sont pas acquis directement mais recalculés à partir d'un ensemble de marqueurs dits "techniques" et "additionnels". Les marqueurs "techniques" sont des marqueurs disposés sur le segment corporel de façon à respecter les trois critères suivant : 1°) le mouvement relatif entre les marqueurs d'un même segment doit être minimum afin de respecter

l'hypothèse de rigidité des segments et de pouvoir appliquer les lois de la mécanique des solides. 2°) La distance entre les marqueurs d'un même segment doit être maximum afin de pouvoir définir avec la plus grande précision possible, un repère local à chaque segment nécessaire au calcul des moments. 3°) Chaque marqueur doit pouvoir être vu à chaque instant par au moins deux caméras. Sans cette condition, il est impossible de calculer ses coordonnées tridimensionnelles à tout instant. Les marqueurs "additionnels anatomiques" sont des marqueurs disposés sur des points anatomiques. En effet, les marqueurs "techniques" respectant les trois critères précédemment énoncés ne coïncident pas forcément avec des points anatomiques, les points anatomiques pouvant se trouver indifféremment sur les faces externes ou internes des membres. Les marqueurs additionnels ne sont donc pas toujours visibles durant les différentes phases d'un mouvement. Ceci conduit donc à effectuer deux types d'acquisition. Une acquisition à l'arrêt où tous les marqueurs sont visibles et une acquisition en mouvement où les marqueurs anatomiques non-visibles à chaque instant sont supprimés. Une fonction de transfert entre les marqueurs "techniques" et les marqueurs "anatomiques additionnels" est déterminée durant la première phase d'acquisition. De plus, les perturbations dues à la peau et aux tissus sont modélisées afin de calculer avec précision la position des centres instantanés de rotation des articulations ainsi que la rotation des segments.

I.3.2.1. La modélisation des données anthropométriques :

Une des premières études approfondies sur les données anthropométriques est /BRAUNE 87/ entreprise par Braune et Fisher en 1895. Son but était déjà l'étude des forces s'exerçant pendant le mouvement au niveau des articulations. Les résultats sur la position des centres de gravité et la masse des segments sont issus de la dissection de trois cadavres. Ainsi, ils ont pu étudier en détail le déplacement du centre de gravité du corps qu'ils déterminaient par construction géométrique à partir des centres de gravité de chaque segment ou à partir de points anatomiques remarquables comme le centre des articulations. De plus, ils ont construit un appareil permettant de connaître à chaque instant la position du centre de gravité global ainsi que les centres de gravité des différents segments (voir w).

Dans le cadre de travaux visant à connaître les aires d'atteintes d'un opérateur assis et les efforts à exercer en terme de couple pour manipuler des interrupteurs, /DEMPSTER 55/ étudie la position des centres de masse, la masse et l'inertie des différents segments corporels. Ces travaux sont réalisés à partir de huit cadavres (52 à 83 ans, 1,55 à 1,86 m et pesant de 49 à 72 kg). Les résultats sont donnés sous forme de moyenne et les paramètres anthropométriques concernent un segment ou un ensemble de segments. (voir figure I.2)

/HANAVAN 64/ adapte une démarche tout à fait différente puisqu'il approxime les segments corporels par des solides. Cette approximation étant faite et connaissant le poids d'un segment, on peut trouver facilement son centre de gravité et ses moments d'inertie. Il propose en s'appuyant sur les travaux de /BARTER 57/, la masse des différentes parties du corps en fonction de la masse totale du corps. (voir figure I.3)

/HATZE 80/ propose un modèle composé de 17 segments du corps humain. Il ne fait aucune hypothèse quant à la symétrie des segments corporels et ceci lui permet de prendre en compte le sexe, l'obésité ou le fait qu'une femme soit enceinte. Ce modèle réaliste est obtenu à partir de 242 paramètres nécessitant 1h 20 mn de mesure.(voir figure I.4)

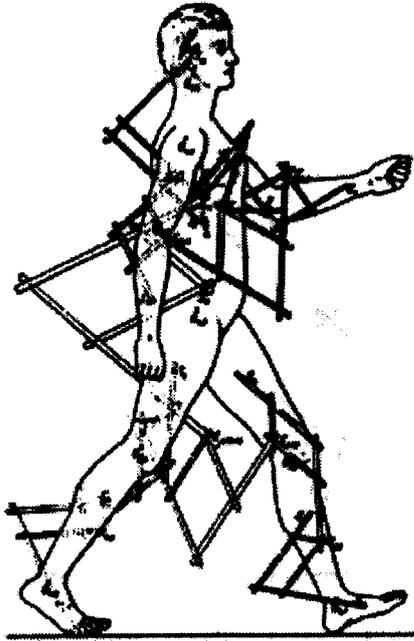


Figure I.1 : L'appareil de Braune et Fisher

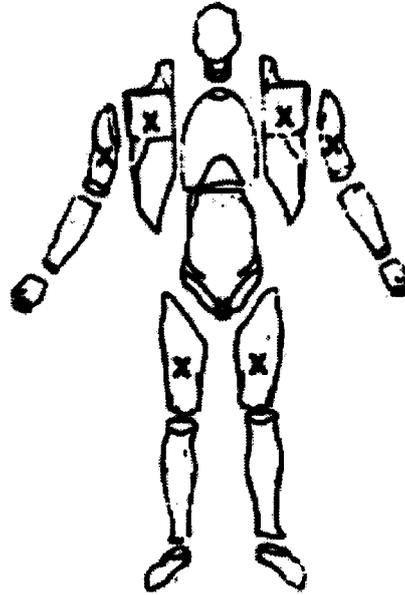


Figure I.2 : Les grandes étapes de la dissection selon /DEMPSTER 55/

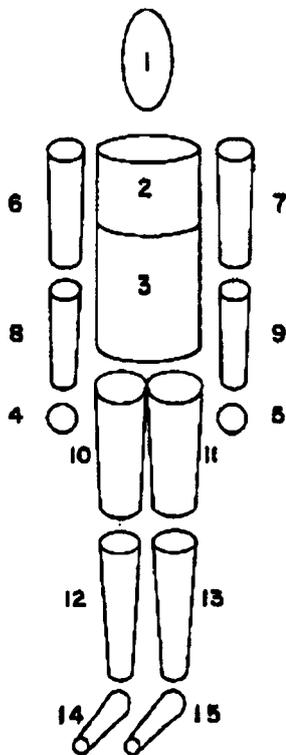


Figure I.3 : Le modèle du corps humain selon /HANAVAN 64/

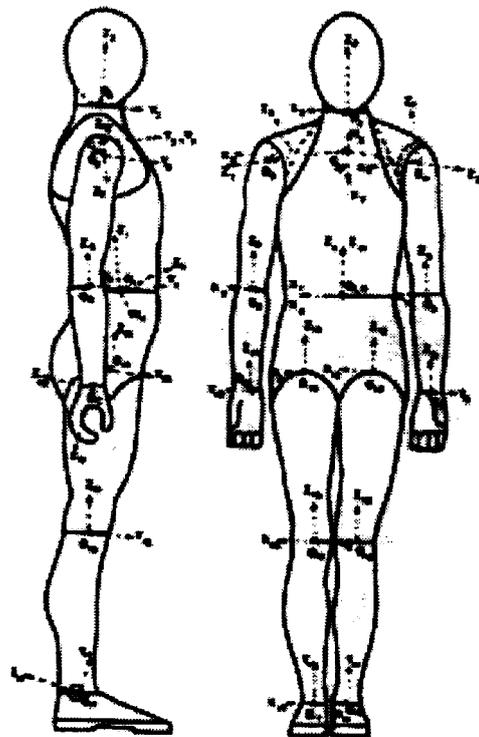


Figure I.4 : modèle mathématique du corps humain selon /HATZE 80/

Quant à /ZATSIORSKY 83/, il utilise les moyens modernes de la radiographie et détermine à partir de 100 jeunes hommes, les caractéristiques de masse et d'inertie des différents segments du corps humain. Il en déduit par régression des équations qui donnent les valeurs des paramètres anthropométriques en fonction du poids, de la taille et des paramètres géométriques des segments du sujet.

/KOOZEKANAMI 85/ propose une étude comparative des travaux de Dempster, Contini et Hanavan. Contini calcule les paramètres anthropométriques en s'appuyant sur la détermination des volumes des différentes parties du corps à partir de leur immersion et sur la densité moyenne du corps déterminée en pesant le sujet et en mesurant le volume corporel par la technique précédemment exposée. Les autres données anthropométriques étant obtenues par des études sur cadavre. Pour réaliser cette comparaison, /KOOZEKANAMI 85/ demande à un sujet de se balancer légèrement d'un pied sur l'autre sur une plate-forme de force. Puis, il compare la position du centre de pression mesuré et le centre de pression calculé à partir des différents modèles. Il ressort de cette étude que le modèle présentant le meilleur ajustement par rapport aux mesures est celui d'Hanavan.

/DE LEVA 93/ souligne que /ZATSIORSKY 83/ n'utilise pas les centres articulaires comme points de référence des limites du segment. Il propose donc pour pallier ce problème une technique d'ajustement. De plus, il réalise un test de quatre méthodes sur de jeunes athlètes, population en accord avec celle de Zatsiorsky. Il adopte une technique voisine de celle précédemment présentée et compare les centres de pression mesurés et calculés de 27 sujets adoptant quatre positions. L'analyse statistique des résultats montre que ceux-ci sont meilleurs lorsque le tronc n'est pas modélisé par un seul segment solide et lorsque les équations linéaires de Zatsiorsky ajustées par rapport aux centres articulaires, sont utilisées pour calculer les paramètres anthropométriques.

Un des problèmes importants posé par les données anthropométriques hormis les imperfections inhérentes à toute modélisation est l'adéquation entre le profil de la population qui est à la base de la modélisation et le profil de la population étudiée. Ceci est d'autant plus important que la population étudiée est jeune.

Dans /SCHNEIDER 92/, les données anthropométriques caractérisant les enfants de 4 mois à 1 an et demi sont déterminées. Les équations obtenues par régression de la masse, des moments d'inertie transverse et de la position des centres de gravité des différents segments corporels sont répertoriés. Enfin, /JENSEN 89/ étudie l'évolution des paramètres d'inertie entre la quatrième et la vingtième année ainsi que leur influence sur les forces appliquées au sol et sur les moments articulaires.

I.3.3. Conclusion :

Après étude de ces différents travaux qui traitent respectivement de la localisation des centres de rotation et de la modélisation des masses et de l'inertie des segments corporels, aucune solution idéale ne se dégage et les propositions avancées restent des compromis. Ainsi, ces deux problèmes restent des axes de recherche vivants et actuels. Néanmoins, tous les

auteurs s'accordent à dire que la détermination rigoureuse des axes de rotation d'une part et des différents paramètres anthropométriques d'autre part, conditionnent la précision des modèles mécaniques du corps humain.

I.4.LE CALCUL DES FORCES ET DES MOMENTS AGISSANT SUR LE CENTRE DE GRAVITE DU CORPS :

Comme l'a mis en évidence le §I.2, l'approche balistique est la première qui fût utilisée pour étudier les mouvements du corps, c'est aussi la plus simple car elle conduit à résumer le corps humain à son centre de gravité. C'est une approche globale dans la mesure où elle n'étudie que la cinématique et la dynamique du centre de gravité du corps humain. Ces études peuvent être envisagées à travers deux techniques : la décomposition du mouvement en le figeant dans le temps et/ou l'étude des forces externes qui s'exercent sur le corps, le plus souvent ces deux techniques sont utilisées conjointement.

I.4.1.Les hypothèses et la mise en équation :

Dans ce type d'approche le corps est assimilé à un système mécanique déformable constitué de n_i éléments rigides de masse m_i liés les uns aux autres par des forces internes au système /LACOUTURE 91/.

$$M = \sum_{i=1}^n m_i \text{ avec : } M = \text{masse du système (1)}$$

Le système est soumis à des forces externes au système. Ce sont le poids et les forces de réactions des éléments externes au système sur celui-ci, si elles existent. Exemple : la force de réaction du sol ou la réaction d'une barre asymétrique avant un saut. Si toutes les forces externes sont connues, on peut alors appliquer les lois fondamentales de la mécanique.

Le mouvement du centre de gravité G d'un système de masse M constitué d'un ensemble d'éléments de centre de gravité g_i et de masse m_i est équivalent à celui d'un point matériel de masse M et soumis à la somme des forces extérieures /LACOUTURE 91/. Ceci se traduit à un instant donné par les équations dans un repère R de centre O (2) et (4).

$$\sum \vec{F}_{ext} = \frac{d\vec{P}_{G/R}}{dt} \text{ pour la translation (2)}$$

$$\text{Avec la quantité de mouvement : } \vec{P}_{G/R} = M * \vec{V}_{G/R} = \sum m_i \vec{V}_{G_i/R} \text{ (3)}$$

$$\sum \vec{M}_O(\vec{F}_{ext}) = \frac{d\vec{L}_{O/R}}{dt} \text{ pour la rotation (4)}$$

$$\text{Avec le moment cinétique par rapport à O: } \vec{L}_{O/R} = \sum_i (O\vec{G}_i \wedge m_i \vec{V}_{G_i/R}) \text{ (5)}$$

L'équation en translation (2) peut-être intégrée une première fois pour connaître la vitesse du centre de gravité et une seconde pour connaître sa position.

$$\text{Vitesse du centre de gravité : } \vec{V}_{G/R}(t) = \frac{1}{M} \int_{t_0}^t \sum \vec{F}_{ext} \cdot dt + \vec{V}_{G/R}(t_0) \text{ (6)}$$

$$\text{Position du centre de gravité : } \vec{P}_{G/R}(t) = \frac{1}{M} \iint \sum \vec{F}_{ext} \cdot dt + \vec{P}_{G/R}(t_0) \text{ (7)}$$

Le problème arrivé à ce stade est la détermination des constantes $\vec{V}_{G/R}(t_0)$ et $\vec{P}_{G/R}(t_0)$ respectivement la vitesse et la position du centre de gravité à l'instant t_0 . Certains auteurs : /FALIZE 68/, /BOSCO 83/ utilisent pour déterminer la vitesse initiale, les équations du mouvement d'un corps dans un champ de pesanteur.

$$V_{z_{G/R}} = gt + Vz_i \quad (8)$$

A l'apogée du saut $\vec{V}_{z_{G/R}} = 0$ et le temps mis pour monter dans un champ gravitationnel uniforme est égal au temps mis pour en descendre si le mouvement est une parabole parfaite. Donc $\vec{V}_{z_{G/R}} = 0$ à $T_{vol}/2$ si T_{vol} est le temps de vol. On peut donc écrire :

$$Vz_i = -g \frac{t_{vol}^2}{2} \quad (9)$$

Si, le début de la phase d'envol est pris comme origine des temps dans (10) on obtient (11) :

$$Pz_{G/R}(t) = \frac{1}{2}gt^2 + Vz_i t + Pz_{iG/R} \quad (10)$$

$$Pz_{G/R} \max = \frac{gt_{vol}^2}{8} + Pz_{iG/R} \quad (11)$$

Avec $Pz_{G/R}$ et $Vz_{G/R}$ respectivement la position et la vitesse de G/R, l'indice i signifiant : valeur initiale. $Pz_{G/R} \max$ est la hauteur maximale atteinte par le corps.

Cette méthode de détermination des vitesses initiales est controversée car elle considère le corps humain comme un corps rigide indéformable. Elle suppose que le corps possède la même configuration lors de la phase d'envol et de la phase de réception, ce qui n'est pas le cas. De plus, ces mêmes équations sont utilisées pour calculer les vitesses de réception lors de saut en contre-bas dont on connaît la hauteur. Les mêmes réserves peuvent être formulées en utilisant les mêmes remarques que précédemment.

D'autres auteurs, /DEBONNE 88/ /LACOUTURE 91/, proposent pour calculer la vitesse initiale du centre de gravité d'avoir recours à l'imagerie et à des modèles du corps humain. Ces auteurs étudient le mouvement dans le plan sagittal. Le mouvement est enregistré par l'intermédiaire d'une caméra film photo sonic à une fréquence de 320 Hz. La digitalisation des points caractérisant le modèle est réalisée manuellement avec un analyseur Nac. Le modèle utilisé, /WINTER 79/, est une chaîne segmentaire définie par 20 points. Ce modèle renseigne sur la position du centre d'inertie et la valeur du moment cinétique de chaque segment. Il est alors possible en utilisant l'équation (12) de calculer la position du centre de gravité du corps, puis par dérivations successives, sa vitesse et son accélération.

$$\vec{OG} = \frac{\sum_i m_i \vec{OG}_i}{\sum_i m_i} \quad (12)$$

Ces auteurs relèvent deux difficultés majeures lors d'une telle démarche. Premièrement, la digitalisation étant manuelle, sa précision est liée aux qualités de l'opérateur à réaliser cette tâche et à sa capacité à positionner les points cachés. En effet, dans le cadre de ces études celui-ci ne disposait que d'une caméra pour visualiser le mouvement. Deuxièmement, la personnalisation des données anthropométriques. Ce problème est inhérent à l'utilisation de modèles puisque la

position du centre de gravité et la masse de chaque segment sont issues d'étude sur le cadavre par conséquent, les données obtenues ne sont que des valeurs moyennes et contribuent à entacher d'erreurs les résultats issus de l'étude cinématique du mouvement et rendant plus difficile la comparaison entre l'étude dynamique et l'étude cinématique.

I.4.2.Exemples d'études réalisées avec ce type de modèle :

Les premières études menées dans ce domaine datent du début du siècle. Demeny en 1905, étudie la réponse d'une plateforme à l'élévation des bras mais sans en donner une explication correcte /LACOUTURE 91/. Ces études sont particulièrement abondantes dans le domaine sportif. L'analyse du saut en hauteur y tient une grande place. /FALIZE 69/ étudie l'impulsion d'un saut en hauteur sans élan. Il décompose les différentes phases du saut que sont : l'allègement, l'impulsion, la suspension et la réception, à partir des données issues d'une plateforme de force construite pour cette étude. /ROY 71/ étudie l'influence des membres supérieurs dans le saut en longueur. Il quantifie la contribution des membres supérieurs dans les déplacements verticaux et horizontaux du corps et confirme la cohérence des résultats obtenus entre les données cinématographiques et les données issues des plateformes de forces. Le modèle utilisé pour l'obtention des données anthropométriques est celui de Dempster /DEMPSTER 55/. Viennent ensuite les très nombreux travaux de Asmussen, Bonde Peterson /BONDE 75/, Bosco, Komi, Bedi sur le stockage et la restitution de l'énergie élastique au niveau musculaire /BOSCO 83/, /BEDI 87/. Ces travaux comme les précédents doivent être abordés avec un esprit critique important, leurs conclusions étant basées sur des hypothèses qui ont été mises en cause au §I.4.1. Enfin, /COCHARD 86/, /DEBONNE 88/ et /LACOUTURE 91/ se démarquent par une démarche didactique importante. Leurs travaux détaillent les lois mécaniques, les hypothèses, l'instrumentation et la méthodologie nécessaires aux études balistiques du corps humain. L'interprétation des signaux issus des plateformes lors de mouvement de pied ferme, de mouvements avec ou sans conditions initiales connues y est détaillée. Enfin, la précision des études cinématographiques et dynamographiques y est confrontée.

I.4.3.L'intérêt et les limites de l'approche balistique :

Hormis son aspect didactique, elle permet d'aborder l'analyse du mouvement (sa décomposition en différentes phases), l'évaluation de la qualité du mouvement, la comparaison de techniques de réalisation du mouvement (saut), la physiologie musculaire (stockage et restitution de l'énergie élastique). C'est une approche qui peut être utilisée sur le terrain puisqu'une plateforme de force et un micro-ordinateur équipé de moyens d'acquisition analogique numérique suffisent à mener la plupart des études /DEBONNE 88/. A ce type d'étude, peuvent être couplés des moyens d'enregistrements visuels du mouvement, l'instrumentation devient alors sensiblement plus complexe et les contraintes expérimentales font que ce type d'étude est alors souvent mené au sein de laboratoires. Mais elle permet alors d'aller au delà de l'étude dynamographique en offrant la possibilité de caractériser précisément les

mouvements par leur cinématique /MOUAHID 93/.

Les limites de ce type d'étude viennent du fait que c'est une approche globale qui ne renseigne pas sur la dynamique interne du corps. Par conséquent, elle ne permet pas d'explorer les stratégies mises en place par notre système locomoteur pour réaliser les mouvements.

I.4.4.Conclusion :

L'analyse balistique des mouvements humain est une approche qui malgré son apparente simplicité, nécessite une rigueur extrême sinon elle conduit rapidement à des résultats erronés.

C'est une approche très didactique puisqu'elle permet de se familiariser avec la théorie et les grandes approximations inhérentes à toute modélisation biomécanique. Enfin, lorsqu'elle se limite à l'étude dynamométrique du mouvement, elle peut être facilement mise en place sur les lieux d'entraînement pour contribuer à l'étude et à l'amélioration des gestes sportifs.

Malgré cela, elle reste limitée dans la mesure où elle ne permet pas d'obtenir des informations sur la dynamique interne du corps lors des mouvements.

C'est pourquoi, des approches plus analytiques ont été développées afin d'évaluer d'une part, les forces et les moments articulaires §I.5 et d'autre part, les forces musculaires §I.6. En effet, ces informations ouvrent de grands horizons à l'analyse du mouvement car elles permettent d'appréhender chacune à leur niveau, les stratégies mises en place par notre système locomoteur lors des mouvements.

I.5.LE CALCUL DES FORCES ET DES MOMENTS ARTICULAIRES :

Ce type de calcul correspond donc à une approche plus fine de l'analyse du mouvement. Le corps est vu comme un système articulé constitué, par hypothèse, de segments rigides. En opposition à la démarche précédente, qui s'intéresse au mouvement global du corps à travers celui de son centre de gravité et des forces et des moments externes qui lui sont appliqués, ce type de modèle vise à connaître les forces et les moments internes au système (les forces et les moments articulaires) en connaissant le mouvement de chacun de ces segments ainsi que les forces et les moments externes qui lui sont appliqués.

Les données en entrée de ces modèles sont : les positions bi ou tridimensionnelles des marqueurs définissant la structure corporelle et les composantes bi ou tridimensionnelles des vecteurs forces appliquées au corps. Les paramètres de ces modèles sont les données anthropométriques personnalisées du corps modélisé et la définition de sa structure segmentaire. Le principe du calcul des forces et des moments articulaires peut être résumé par la figure I.6.

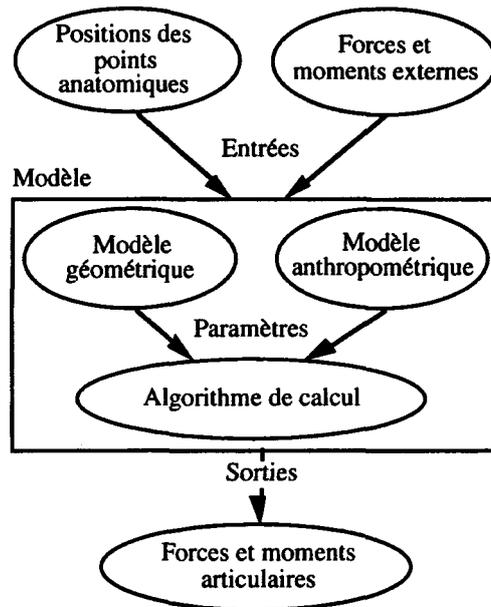


Figure I.6 : Schéma de principe du calcul des forces et des moments articulaires.

Cette cinquième partie présente les deux principaux formalismes utilisés dans la littérature pour mettre en équations la structure mécanique du corps décrite précédemment. Enfin, les deux grands types de modèles bi et tridimensionnels sont présentés à travers les études qu'ils ont permis de mener.

I.5.1. Les différents formalismes utilisés :

Lorsque le corps évolue dans l'espace, deux grandes catégories de forces et de moments interviennent : premièrement, les forces et les moments externes dont l'origine est la gravité et l'inertie. Deuxièmement, les forces et les moments internes ou les forces et les moments articulaires. On en distingue trois types : les forces dues aux muscles et aux tendons, les forces de contact et de cisaillement au niveau de la surface de l'articulation, les contraintes dues aux capsules articulaires renforcées par les ligaments. Dans un souci de simplification de la modélisation, les forces de contact articulaires et les forces ligamentaires ainsi que les moments qu'elles engendrent ne sont pas distinguées et forment les contraintes articulaires. Dans ce type de modèles, les forces et les moments articulaires calculés regroupent les actions musculaires et les contraintes articulaires. Dans la cinquième partie de ce chapitre §I.5, les techniques pour isoler les forces musculaires à partir de ce type de modèle ou à travers d'autres techniques de modélisation seront exposées.

Le calcul des forces et des moments articulaires du corps humain peut se faire principalement à travers deux grands types de méthodes : les méthodes itératives (Newton-Euler et Lagrange utilisées en robotique) et des méthodes globales basées sur le formalisme multi-corps.

I.5.1.1. Les méthodes itératives :

Elles consistent à déterminer les efforts appliqués sur un corps à partir de la connaissance des efforts appliqués sur les éléments le précédant.

Le formalisme de Newton-Euler consiste essentiellement à écrire le théorème de la

résultante dynamique (théorème de Newton) et celui du moment cinétique (théorème d'Euler) pour chacun des n éléments constituant le corps /RENAUD 88/. On obtient alors 2n équations vectorielles qui contiennent à la fois les contraintes articulaires et les actions musculaires. La difficulté précédemment évoquée avec ce type de formalisme est d'isoler les contraintes articulaires des actions musculaires.

Le formalisme de Lagrange consiste à calculer la fonction de Lagrange du corps, c'est à dire la différence entre son énergie potentielle et son énergie cinétique. On peut ensuite déduire le modèle dynamique par dérivations successives. Les n équations scalaires obtenues, appelées les équations de Lagrange, ne font intervenir que les efforts généralisés de commande. Ce formalisme conduit à l'élimination automatique des efforts d'interaction ce qui représente un avantage pour la robotique mais prive le biomécanicien de l'accès aux forces inter-articulaires. Le calcul du modèle dynamique peut se faire par des méthodes tout à fait différentes entre elles /RENAUD 88/.

I.5.1.2. Les méthodes globales :

Elles sont basées sur le formalisme multi-corps. Elles consistent à écrire le système des équations de mouvement de la dynamique pour l'ensemble des corps. Elles permettent de modéliser des articulations aux comportements complexes par le biais des équations de contraintes. Leur mise en équation dérive du principe de Hamilton et conduit à la constitution d'un système d'équations différentielles. Ces systèmes sont ensuite résolus par des algorithmes de type Newton-Raphson ou prédicteur-correcteur.

I.5.1.3. Conclusion :

En tout état de cause, les méthodes itératives et globales conduisent aux mêmes résultats et utilisent les mêmes données de base : les coordonnées (x_i, y_i, z_i) des centres de gravité G_i des segments S_i et leurs orientations dans l'espace $(\phi_i, \theta_i, \psi_i)$ définies par exemple par trois angles d'Euler (voir figure I.7).

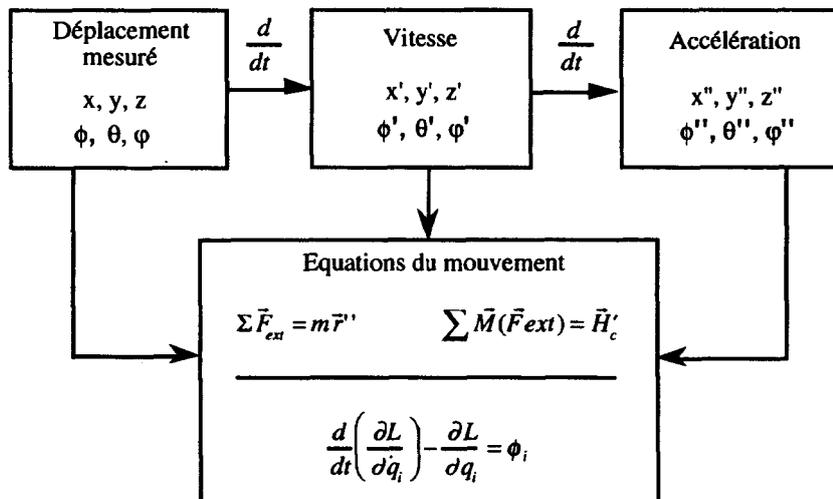


Figure I.7 : Les données en entrées des modèles et leurs principes de mise en équations /CHAO 84/

Le formalisme de Lagrange est plus adapté pour le calcul des modèles "dynamique directe" utilisé en simulation tandis que le formalisme de Newton-Euler est plus approprié pour l'implémentation des modèles "dynamique inverse" /DOMBRE 88/. Enfin, le formalisme multi-corps engendre des matrices de tailles importantes et nécessite l'utilisation d'algorithmes de résolution complexes qui nécessitent des moyens de calcul importants et peuvent conduire à des temps de calcul prohibitifs.

Le deuxième chapitre de ce mémoire est consacré à l'élaboration et à l'implémentation d'un modèle permettant le calcul des forces et des moments articulaires. Le formalisme de Newton-Euler dans sa forme itérative a été retenu comme base théorique de sa construction en raison de sa bonne adaptation au calcul dynamique inverse, à ses temps de calcul réduits et au moyens de calculs limités qu'il nécessite.

I.5.4. Présentation d'études réalisées avec les modèles articulaires bi et tridimensionnels :

Cette partie présente des études réalisées à l'aide des modèles bi et tridimensionnels. L'exposé se rattachant aux modèles bidimensionnels s'appuie sur les travaux de Winter pour présenter d'une part les applications proprement dites et d'autre part, les calculs et les traitements de données originaux qui découlent de la connaissance des forces et des couples articulaires. L'exposé sur les modèles tridimensionnels se distingue du précédent car si les études utilisant les modèles bidimensionnels envisagent le corps de façon globale, les études liées aux modèles tridimensionnels ont souvent pour objet une articulation précise. En conséquence, l'exposé met l'accent sur la spécialisation de ces études et sur la complexité de l'instrumentation qui en découle.

I.5.4.1. Les modèles bi-dimensionnels :

Les grands domaines qui ont utilisé ce type de modèle sont la médecine et le sport. Les études "sur" ou "menées avec" les modèles bi-dimensionnels sont très nombreuses et vouloir en faire une synthèse dans le cadre de ce mémoire n'est pas réaliste /WINTER 84a/. Néanmoins, parmi l'ensemble de ces études, un auteur se distingue par l'abondance de ses travaux et par la qualité pédagogique de ses ouvrages : David A. Winter, l'auteur d'un des ouvrages les plus connus dans le domaine de la biomécanique : *Biomechanics Of Human Movement*. Ce type de modèle sera donc présenté à travers certains de ses travaux.

En 1979, paraît l'ouvrage précédemment cité. C'est une synthèse des pré-requis nécessaires à la biomécanique dans les domaines de l'instrumentation, du traitement du signal, de la mécanique et de la physiologie musculaire. Un modèle pour calculer les forces et les moments articulaires utilisant le formalisme de Newton-Euler et composé de 17 segments y est proposé. Dans la seconde édition 1990, la modélisation par le formalisme de Lagrange est explicitée.

Dans /WINTER 80/, une étude descriptive des moments des trois articulations du membre inférieur pour de la marche normale, pathologique et pour le jogging est proposée. En

partant de l'hypothèse que le rôle de la jambe pendant la phase d'appui est d'empêcher le corps de s'effondrer et de le propulser, il définit un "moment de support" (M_S) correspondant à la somme des moments extenseurs de la cheville, du genou et de la hanche. Les pas relativisés dans le temps et en intensité par rapport au poids du corps sont étudiés par le biais du M_S . L'étude révèle une forme commune du M_S pour des groupes marchant à vitesse normale et à des allures différentes bien qu'individuellement, on constate des valeurs différentes des moments articulaires. Ceci conduit aux constatations suivantes : premièrement, pour poser un diagnostic, il est souhaitable de considérer tout le membre plutôt que de se focaliser sur une articulation. Deuxièmement, le M_S met en évidence la capacité des articulations à compenser leurs insuffisances mutuelles.

Les travaux suivants /GORDON 80/ et /WINTER 83/ visent à évaluer respectivement l'énergie mécanique engagée lors de la marche et lors du jogging. Le but de la première publication est de valider la modélisation et les calculs qui en découlent. Cette validation consiste à comparer deux méthodes de calcul de la puissance totale instantanée d'un segment. La première la calcule par le biais de la dérivée de la somme des travaux des moments articulaires et des moments dus aux forces de réactions articulaires. La seconde par le biais de la dérivée de l'énergie mécanique totale du segment. La validation se révèle probante exceptée pour le pied au moment de l'impact du talon et de la fin de la phase de propulsion.

Dans la seconde publication, la morphologie des courbes des moments articulaires et des puissances articulaires est détaillée pour le jogging. Le concept de "moment de support" est appliqué. Les courbes des moments articulaires sont relativisées en amplitude par rapport à leur maximum. Si la même convergence de forme est observée comme précédemment sur les "moments de support", la dispersion des moments articulaires est moins importante pour le jogging que pour la marche.

La puissance exprimée au niveau d'une articulation j est calculée à partir de la formule suivante :

$$P_j = M_j \cdot \omega_j \text{ en watt}$$

Avec M_j : le moment articulaire, ω_j : la vitesse angulaire de l'articulation j , le mouvement étant supposé se dérouler dans le plan sagittal. En effet, l'amplitude des vitesses linéaires et angulaires est supposée faible dans le plan frontal et dans le plan transverse pour des activités comme la marche et le jogging.

Cette hypothèse peut être discutée et remise en cause dans le cas de mouvement pathologique comme le fauchage des membres inférieurs. En effet, dans ce cas, les moments dans les plans frontaux et sagittaux ne peuvent plus être considérés comme négligeables.

Ces trois premières publications sont des publications théoriques sur le calcul des moments et de l'énergie ou descriptives des moments, moment de support ou pic d'énergie pour la marche ou le jogging. Elles précèdent un ensemble de publications qui utilisent les variables dynamiques et énergétiques dans un but de diagnostic médical ou d'amélioration des performances physiques.

Dans /WINTER 85/, Winter s'appuie sur la lettre ouverte de /BRAND 80/ qui dénonce les trop nombreux travaux qui décrivent les schémas anormaux de marche, sans jamais tenter d'en donner la cause interdisant ainsi tout diagnostic. De plus, il prône la prudence vis à vis des variables cinématiques et temporelles qui décrivent les mouvement sans prendre en compte les différents schémas moteurs qui peuvent les engendrer, au profit des variables dynamiques qui décrivent plus précisément ces schémas moteurs. En conséquence, la méthode de diagnostic des perturbations de la marche s'appuie principalement sur les variables dynamiques. Il propose un tableau de synthèse composé de trois colonnes contenant respectivement le défaut de marche observé, ses différentes causes possibles, les données biomécaniques ou neuromusculaires qui attestent d'une des causes. Enfin, il présente l'organisation de la rééducation à travers ses réorientations successives.

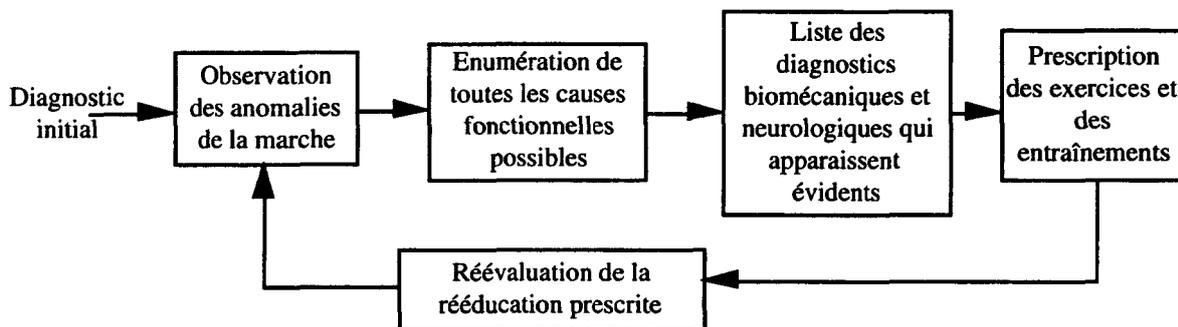


Figure I.8 : L'organisation du diagnostic et de la rééducation de la marche.

Dans /WINTER 87a/, après une revue des techniques d'analyse des mouvements sportifs par l'intermédiaire des variables dynamiques, l'auteur met en évidence leurs difficultés d'application. En effet, les modèles fournissant les forces et les moments articulaires ne renseignent pas par définition sur l'activité d'un muscle mais sur l'activité de l'ensemble des groupes musculaires intervenant sur une articulation, occultant le problème des co-contractions musculaires. De plus, Winter souligne que quand bien même les modèles seraient capables d'évaluer les forces produites par chacun des muscles intervenant dans le mouvement, il serait difficile dans l'état actuel des connaissances de trouver les stratégies pour améliorer l'efficacité des mouvements. En effet, faut-il diminuer et dans quelle mesure, les co-contractions qui s'opposent au mouvement tout en jouant un rôle déterminant dans la stabilisation des articulations? De même, les composantes musculaires qui absorbent les chocs et qui ne produisent pas de travail moteur mais qui protègent la structure musculo-squelettique doivent-elles être éliminées? Le problème devient alors l'optimisation de la performance en assurant un bon déroulement du mouvement pour l'athlète. En tout état de cause, s'il l'on veut pouvoir répondre à ce problème, il faut affiner les modèles. Pour y parvenir, plusieurs voies de recherche sont possibles et doivent être menées de front. D'une part, prendre en compte l'anatomie des articulations /SCOTT 91/, d'autre part affiner la modélisation des muscles et de leurs insertions, enfin étendre les modèles aux trois dimensions de l'espace /ISHAC 93/.

La prochaine partie de ce premier chapitre présentera la modélisation tridimensionnelle du corps humain ainsi que des modélisations affinées de certaines articulations. Les problèmes

qu'elles engendrent et leurs principales applications au domaine médical, à l'ergonomie et au sport sont exposées.

Tous les travaux et les thèmes de recherche abordés par Winter n'ont pas été évoqués dans cette partie et plus particulièrement la partie traitant de la physiologie musculaire, du traitement des signaux électromyographiques. et de leurs utilisations /WINTER 84b/, /YANG 84/, /OLNEY 85/, /ARSENAULT 86/, /WINTER 87b/. Enfin, deux auteurs /KAIRENTO 81/ pour le domaine médical et /NACHBAUER 93/ pour le sport peuvent donner un éclairage différent sur la modélisation bidimensionnelle tant sur les techniques de modélisations que sur leur utilisation.

I.5.4.2. Les modèles tri-dimensionnels :

Les études utilisant les modèles tridimensionnels du corps humain abordent des domaines aussi divers que la médecine et l'ergonomie. Pour chacun de ces domaines, des exemples de modélisation sont présentés ainsi que les applications qui en sont faites mettant ainsi en évidence l'adaptabilité de ces modèles et leur intérêt.

I.4.1.2.1. La médecine:

Une approche de modélisation originale par le formalisme de Newton-Euler est présentée. Elle permet de mettre en évidence les problèmes que pose la modélisation tridimensionnelle du corps humain mais aussi et surtout ses difficultés de mise en œuvre. Enfin, les tests pré-opératoires, l'évaluation, le suivi de rééducation et l'aide à la réalisation de prothèse seront évoqués.

/CHEZE 93a/ propose une modélisation tridimensionnelle originale du corps basée sur le formalisme de Newton-Euler. Le corps se décompose en 7 segments (2 pieds (P), 2 jambes (J), 2 cuisses (C) et l'ensemble tête, tronc et membres supérieurs (TTMS)). Elle est identique à celle utilisée par /WINTER 79/ mais étendue aux trois dimensions de l'espace. Néanmoins, elle s'en différencie par les points suivants :

Premièrement par l'organisation des calculs : l'observation du calcul des forces et des moments à réaliser pour chaque segment, montre d'une part que la structure des calculs est similaire pour les différents segments et d'autre part, que les calculs s'enchaînent du segment possédant un seul torseur articulaire inconnu vers les segments qui lui sont distaux et possédant deux torseurs inconnus. En conséquence, les calculs sont organisés récursivement rendant ainsi la structure segmentaire paramétrable et l'implémentation du modèle plus compacte.

Deuxièmement par les entrées du modèle : comme l'a présenté le §I.3.2, une identification préalable des centres articulaires est réalisée avant toutes les manipulations et se sont donc les centres articulaires qui constituent les entrées de ce modèle et non des points décrivant la structure corporelle.

Troisièmement par la modélisation du TTMS : dans la modélisation réalisée par Winter, le TTMS est modélisé par un seul segment rigide, ici l'originalité réside dans le fait que son inertie est variable de façon à prendre en compte ses reconfigurations au cours des mouvements.

Ce modèle est utilisé dans le cadre d'applications cliniques. Outre la recherche de modélisation, ces études visent à une meilleure compréhension des mécanismes articulaires et musculaires pendant la marche et des stratégies de compensation mises en place pour pallier leurs dysfonctionnements locaux.

L'un des intérêts des modèles biomécaniques est donc de fournir des données pertinentes sur les capacités motrices des patients alors qu'elles sont a priori inobservables. Elles offrent ainsi la possibilité au médecin de suivre et d'évaluer plus finement l'évolution et/ou la rééducation d'une pathologie. C'est dans cet esprit qu'ont été menés les travaux de /COSTIGAN 93/ et /WYSS 93/.

Ils présentent respectivement et en coopération, une étude sur la marche normale et sur la marche pathologique. Cette étude est focalisée sur l'analyse des forces et des moments du genou. Le but final de cette étude est double. Premièrement, il est de trouver les paramètres permettant de réaliser de façon individuelle le suivi et l'évaluation de la pathologie. Deuxièmement, il est de constituer une population en vue du développement et de l'évaluation de prothèse de genou. Ils sollicitent le genou de façon importante en ayant recours à la montée de marche. En effet, cette dernière a deux avantages. Elle est bien connue et elle sollicite plus le genou que la marche. C'est une étude semblable à celles que l'on connaît en 2D mais étendue au 3D. Si les résultats obtenus sont cohérents avec ceux obtenus à partir d'une approche bidimensionnelle, ils diffèrent lorsqu'une composante tridimensionnelle intervient dans le calcul de la variable. De plus, dans le cadre de cette étude les vecteurs tridimensionnels sont exprimés par rapport à un repère local au corps et non global comme dans la majorité des études bidimensionnelles et tridimensionnelles. Il est donc normal que les composantes des vecteurs ne soient pas identiques puisqu'elles sont exprimées dans un autre référentiel. Cette différence étant significative et permettant une interprétation plus précise, elle encourage les auteurs à prôner le calcul des variables dans un référentiel corporel plutôt que dans un référentiel global.

Les travaux de /PETUKHOV 93a, b/ abordent le domaine médical où la demande en modélisation tridimensionnelle du corps humain est importante et devient de plus en plus sophistiquée.

Son but est l'élaboration de prototype de prothèse. La partie supérieure du corps est modélisée par des éléments rigides classiques, la prothèse quant à elle, possède une composante élastique. La composante élastique du pied prothétique est introduite en utilisant les éléments finis. Les contraintes engendrées lors de la marche sont calculées et appliquées à la prothèse. Cette démarche permet d'adapter les prothèses à l'anatomie, à l'anthropométrie et aux particularités du handicap de chaque patient. En effet, le mouvement du patient et ses appuis au sol sont tout d'abord enregistrés puis, par simulations successives, les caractéristiques géométriques et physiques de la prothèse sont ajustées.

I.4.1.2.2.L'ergonomie :

/ATTORESI 93/ propose une modélisation tridimensionnelle de la main (la paume et les cinq doigts) par le formalisme de Lagrange. Les articulations inter-phalangiennes sont

modélisées par des charnières tandis que l'articulation métacarpophalangienne (entre la paume et le doigt) est modélisée par une rotule. Les forces et les moments exercés au niveau des différentes articulations de la main sont étudiés pendant une tâche de pincement dans deux conditions différentes : un pincement avec l'extrémité de la pulpe des doigts (préhension terminopulpaire) et un pincement avec la pulpe des doigts (préhension pulpaire). Les données cinématiques sont acquises avec un système Costel, des marqueurs actifs étant disposés sur la main. Les forces externes sont recueillies par l'intermédiaire d'un système dynamométrique étudié pour cette tâche. Cette étude confirme que les forces et les moments engendrés lors d'un pincement avec le plat des doigts sont plus intenses que ceux réalisés avec la pointe du doigt. Néanmoins, cette étude n'est pas un but en soi. En effet, cette modélisation très générale de la main est le dernier élément d'un système convivial intégrant l'acquisition, le filtrage et le calcul de variables cinématiques et dynamiques. Leur but étant de doter les expérimentateurs d'un système permettant d'explorer la capacité de la main à réaliser différentes tâches.

La même démarche de développement de l'instrumentation, souvent nécessaire pour des études spécifiques et complexes, est suivie par /SOGAARD 93/ et /LAURSEN 93/. Celles-ci consistent à étudier les forces et les moments qui s'exercent au niveau des épaules et au bas du dos pour une tâche de nettoyage avec un ustensile muni d'un manche. L'étude montre d'une part, une grande dissymétrie entre les efforts réalisés au niveau des membres supérieurs mettant en évidence l'intérêt de pouvoir calculer les efforts sous chacune des mains et d'autre part, l'importance des efforts de torsion à la base du tronc pendant de telles tâches. Ils apparaissent ainsi comme étant le principal facteur du mal de dos.

Si les travaux précédents révèlent une des préoccupations de la santé publique actuelles : le mal de dos, les travaux de /HENNION 93/ annoncent peut-être une de ses préoccupations de demain. Ces travaux traitent de l'influence des forces de Coriolis sur les mouvements. Si ces forces représentent en intensité moins d'un millième de notre poids sur la terre lorsque le corps est au repos, elles peuvent, néanmoins, être ressenties et devenir gênantes dans certaines conditions comme par exemple dans un avion de chasse dont la vitesse est importante ou dans l'espace en l'absence de gravité. En effet, la formule de la force de coriolis pour une particule est : $\vec{F} = -2m\vec{\Omega}\vec{V}$ où \vec{F} : la force de Coriolis, m : la masse du corps, $\vec{\Omega}$: est la vitesse de rotation du véhicule, \vec{V} : est la vitesse relative de la particule par rapport au véhicule.

L'apesanteur pose des problèmes pour les séjours prolongés dans l'espace et une des solutions pour régler le problème est de mettre en rotation sur lui-même le véhicule spatial. Mais, si cet artifice recrée une apesanteur artificielle, il pose de nombreux problèmes d'ordre physiologique et lors des mouvements des occupants. Pour évaluer l'intensité des forces de Coriolis dans des stations orbitales tournant sur elles-mêmes, les auteurs utilisent un modèle de bras composé de deux segments. L'épaule est modélisée par une rotule et le coude par une charnière. Ces approximations peuvent être faites car la tâche à réaliser est une tâche de pointage. Le passager est assis dans son siège et il doit appuyer avec le doigt sur un bouton qui se trouve en face de lui à la hauteur de son épaule. La vitesse de rotation du véhicule est supposée égale à un radian par seconde. Les résultats obtenus montrent que les moments dus

aux forces de Coriolis sont du même ordre que les moments dus aux forces d'inertie et qu'ils représentent un dixième du moment de flexion du coude pendant cette tâche. Ils ne peuvent donc pas être négligés. Dans de telles conditions, ils modifieraient le déroulement du mouvement.

Si les exemples précédents tant en médecine qu'en ergonomie mettent en valeur l'apport de l'utilisation des modèles articulaires tridimensionnels dans ces disciplines, ces modèles peuvent se révéler inadaptés par la nature de leurs approximations à certaines études.

I.5.5. Les limites de ce type de modèle :

Les limites de la modélisation segmentaire viennent principalement de la modélisation de la structure du corps. Celle-ci permet en posant des conditions sur la rigidité des segments et sur le comportement en rotation et/ou en translation des articulations de pouvoir appliquer les lois de la mécanique des solides. Mais, ces avantages peuvent devenir des inconvénients, particulièrement lorsque l'on souhaite modéliser des articulations ou des segments complexes du corps humain comme le genou, l'épaule, la colonne vertébrale, les mains ou les pieds.

Une des solutions présentée par /PEIKENKAMP 93/ pour étudier plus précisément un segment comme le pied est d'adopter la même démarche que pour le corps et de le diviser en plusieurs sous segments. Ceci a conduit l'auteur à représenter le pied par trois segments reliés entre eux par des articulations à un degré de liberté. Cette modélisation servie par une instrumentation spécifique (une plate-forme de force (501*213 mm) formée d'une matrice 12*18 capteurs renseignant localement sur F_x , F_y , F_z) permet à l'auteur d'étudier en plus des forces de contact entre les os et des moments articulaires, les forces de cisaillement au sein du pied qui ne sont pas habituellement prises en compte. Si cette démarche est originale, elle a ses limites et ne peut être poursuivie à l'infini. En effet, comment continuer à fournir les données cinématiques et dynamiques valides nécessaires à l'exécution de ce type de modèle.

L'hypothèse qui pénalise le plus les études qui tentent une modélisation réaliste du corps humain, et plus particulièrement celles qui se focalisent sur les articulations ou sur la contribution des tissus aux contraintes articulaires est l'hypothèse de rigidité qu'implique la modélisation segmentaire. Dans la réalité, d'autres contraintes que les forces entre les os existent au sein d'une articulation.

Dans l'étude /MC FAULL 93/, les auteurs soulignent que lorsque les muscles se contractent pour mettre en mouvement une articulation, ils s'opposent d'une part aux forces d'inertie, à la gravité, et d'autre part, aux frottements visqueux des articulations et aux composantes élastiques des différents tissus. Or, ils remarquent que ces deux dernières composantes ne sont pratiquement jamais prises en compte dans les modèles classiques. Ils proposent alors une instrumentation et un protocole pour mesurer la composante élastique du genou. Les résultats mettent en évidence que les composantes résistantes élastiques peuvent être négligées dans une grande partie de l'amplitude du genou mais qu'elles ne peuvent être écartées de la modélisation pour les amplitudes extrêmes de flexion ou d'extension. Néanmoins, comme le précise /SIEGLER 84/, dans les cas pathologiques (malformations de la cheville), elles peuvent être importantes (21% du couple moteur).

L'intégration de telles composantes dans les modèles demande des aménagements dans la modélisation des structures du corps et dans les conditions de calculs. L'étude /LOCH 92/ porte sur le rôle des ligaments dans le mouvement du genou et des efforts qu'ils engendrent sur les différents tissus qui le composent. Cette étude est plus particulièrement consacrée aux ligaments croisés antérieurs et à leur greffe. En effet, dans ce type de chirurgie, un problème survient dans 32% des cas pendant la première année après l'opération. Celui-ci peut être dû à une tension trop importante des ligaments greffés, à une remise en charge prématurée, à une mauvaise qualité des matériaux ou à un mauvais positionnement. Pour évaluer l'influence des différentes techniques de reconstruction, les auteurs ont développé un modèle tridimensionnel du genou composé de deux segments rigides interconnectés par des structures déformables incluant les ligaments, les cartilages et les tissus du genou. Les ligaments et les cartilages sont modélisés par des ressorts et le calcul s'effectue dans une position et une charge données. Le modèle fournit alors les forces dans les ligaments et à la surface du cartilage.

/BAKR 93/ quant à lui, a une approche globale. Il propose un modèle qui remet totalement en cause l'hypothèse de rigidité des segments et des articulations. Le corps est ici considéré comme un ensemble d'éléments rigides et élastiques interconnectés. La composante élastique des segments est modélisée par une méthode d'éléments finis modifiée autorisant des rotations importantes au niveau des articulations. Ces dernières sont modélisées par un ensemble de ressorts et d'amortisseurs qui conduisent à des équations non linéaires. Le but de cette démarche est l'étude des contraintes et de la stabilité des articulations lors des mouvements corporels induits par des phénomènes hautes fréquences impacts et/ou vibrations, qui ne peuvent se satisfaire des hypothèses classiques.

Si l'on souhaite se soustraire totalement aux contraintes de rigidité qu'impose la modélisation segmentaire, il faut changer de technique de modélisation. C'est le cas de l'étude : /REBELLO 93/ où les auteurs pour modéliser la colonne vertébrale abandonnent la mécanique des solides pour se tourner vers la mécanique des milieux continus. Les vertèbres sont ici modélisées par des cylindres dont le diamètre, la hauteur mais surtout l'élasticité varient en fonction de leurs positions sur la colonne vertébrale. L'automate informatique qui calcule les contraintes inter-vertébrales est basé sur les éléments finis.

I.5.6. Conclusion :

La modélisation segmentaire permet de modéliser le corps humain facilement et d'implémenter en utilisant les méthodes itérative ou globale avec plus au moins de simplicité la mécanique inverse ou directe du système étudié. Si les études qui les mettent en œuvre témoignent de l'apport de ce type de modèle dans des domaines aussi divers que la médecine, l'ergonomie et le sport, les hypothèses sur lesquelles s'appuient ce type de modélisation limitent son domaine d'utilisation. Mais plus important, ce type de modélisation ne fournit des indications que sur les forces et les moments articulaires globaux.

La prochaine partie de ce premier chapitre va exposer différentes techniques pour calculer les forces musculaires ainsi que le cadre de leur utilisation.

I.6.LE CALCUL DES EFFORTS MUSCULAIRES :

L'objectif est de dépasser le stade du calcul des forces et des moments articulaires et de permettre le calcul des forces exercées par un muscle sur le système squelettique. La connaissance de ces forces trouve de nombreuses applications dans le domaine médical par l'étude des troubles de l'activation musculaire, des greffes, des prothèses et des amputations, dans le domaine sportif avec l'optimisation des schémas moteurs et en ergonomie avec la détermination des efforts demandés à un poste de travail. Mais, si l'intérêt de connaître plus précisément les différentes forces qui font se mouvoir notre corps est évident, leur obtention l'est beaucoup moins. En effet, le complexe musculo-squelettique étant hautement redondant, il conduit les équations le décrivant à une multitude de solutions.

La cinquième partie de ce premier chapitre va présenter dans un premier temps, les différentes techniques qui sont proposées pour résoudre ce problème. Dans un deuxième temps, les applications et des exemples de mise en œuvre de ces techniques seront exposés. Enfin, dans un troisième temps, les limites de ce type de modélisation seront évoquées.

I.6.1.Les techniques de calcul :

La résolution du problème posé par la redondance du système musculo-squelettique qui s'exprime à travers les synergies musculaires peut être abordée à travers deux méthodes, l'une expérimentale et l'autre théorique. La méthode expérimentale s'appuie sur les enregistrements électromyographiques. Néanmoins, la corrélation entre les forces musculaires et les signaux E.M.G. reste un problème qui n'est que très partiellement résolu. De plus, cette méthode reste inapplicable aux muscles profonds difficiles d'accès sur le vivant /WILLINGER 87/. Dans les différentes approches qui tentent de calculer les forces musculaires, /PIERRYNOWSKI 85/ distingue deux grands types de méthodes : La méthode dite de "réduction" et la méthode dite "d'optimisation". La méthode de réduction est une approche globale car elle réduit les forces musculaires aux efforts articulaires présentés dans la précédente partie. Par conséquent, elle ne sera pas représentée et l'exposé qui va suivre se focalisera sur la méthode dite "d'optimisation". Plus analytique, elle s'attache à évaluer la contribution des différents muscles à la réalisation d'un mouvement en posant comme hypothèse que les synergies musculaires ne sont pas des phénomènes aléatoires mais contrôlés par le système nerveux central. Il est alors possible de poser des hypothèses sur les régulations opérées par les centres supérieurs et d'utiliser des techniques mathématiques d'optimisation pour déduire la contribution de chacun des muscles à la réalisation d'un mouvement. Cette méthode a été introduite par Seireg et Arvikar en 1973. Ceci revient à formuler à partir des hypothèses qui se traduisent par des équations et des inéquations, une grandeur ou un coût qui est une fonction des forces musculaires et que l'on cherche à minimiser. La fonction qui exprime la grandeur à minimiser en fonction des efforts musculaires est appelée fonction économique ou objective.

L'élaboration d'un critère d'optimisation est extrêmement complexe et est toujours au centre des recherches actuelles. En effet, il doit tenir compte de la physiologie musculaire, de la

nature de l'effort (explosif ou d'endurance), de la nature du muscle, de sa taille, et du facteur temps (fatigue). Les principaux critères retenus sont : la minimisation de la force à produire pour chacun des muscles en tenant ou en ne tenant pas compte de sa puissance, la minimisation de la fatigue musculaire et la minimisation de l'énergie consommée. Tous ces critères pris indépendamment sont soumis à la critique /PIERRYNOWSKI 85/. De plus, /PATRIARCOT 81/ met en évidence que la précision atteinte lors du calcul des données cinématiques, lors de la mesure du bras de levier du muscle et lors du calcul du moment articulaire sont des facteurs prédominants par rapport au choix du critère d'optimisation.

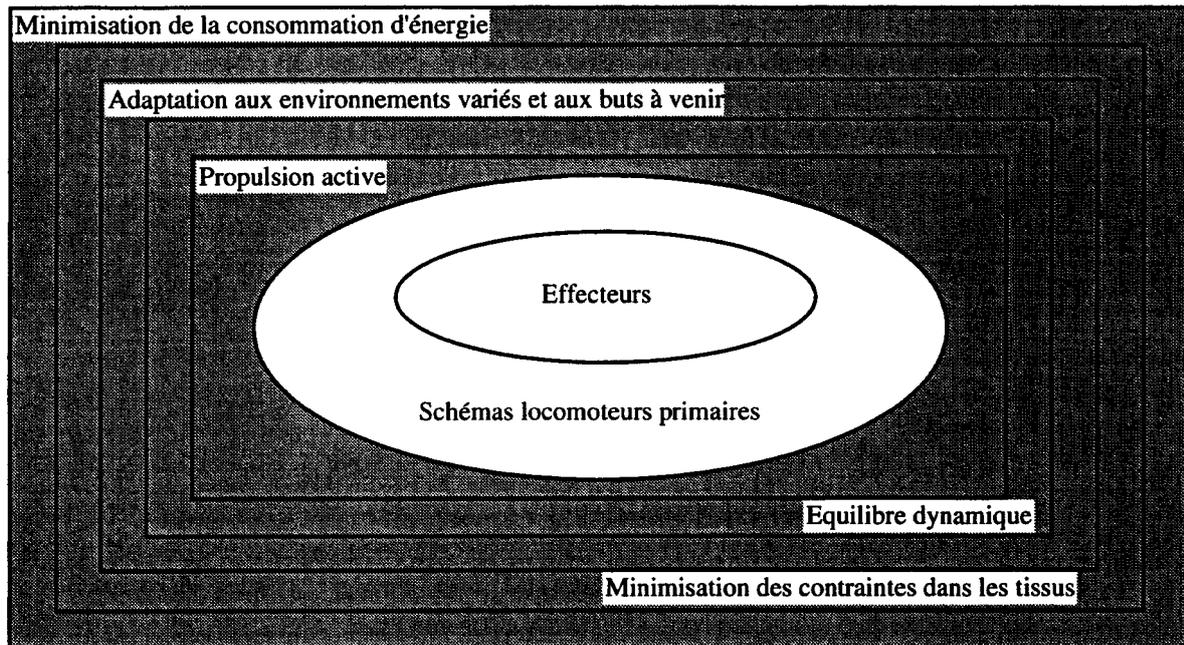


Figure I.9 : Diagramme résumant les facteurs qui influencent et qui modulent les schémas locomoteurs /PATLA 91/

Le calcul des forces articulaires s'effectue à travers deux grandes étapes /PRILUTSKI 93/. La première étape consiste à calculer les forces et les moments articulaires par l'une des techniques présentées dans la partie précédente. Les données en entrée sont la position tridimensionnelle des différents marqueurs définissant la modélisation corporelle et les composantes tridimensionnelles des vecteurs des forces extérieures appliquées sur le corps. Les paramètres sont la masse, l'inertie et la géométrie des différents segments. La deuxième étape consiste à calculer les forces musculaires en optimisant un critère. Les données en entrée sont : les forces et les moments articulaires, les angles de chacune des articulations. Les paramètres sont les insertions des différents muscles, les bras de levier et les élongations des muscles qui sont des fonctions des angles articulaires /GERBEAUX 92/, les caractéristiques morphologiques des muscles (la section moyenne du muscle, son pourcentage de fibres lentes et rapides) (voir figure I.10). Les critères utilisés dans la littérature sont nombreux. Aucun n'apparaît comme parfait. En conséquence, ils sont souvent choisis par rapport au sujet de l'étude et à leur facilité de mise en œuvre.

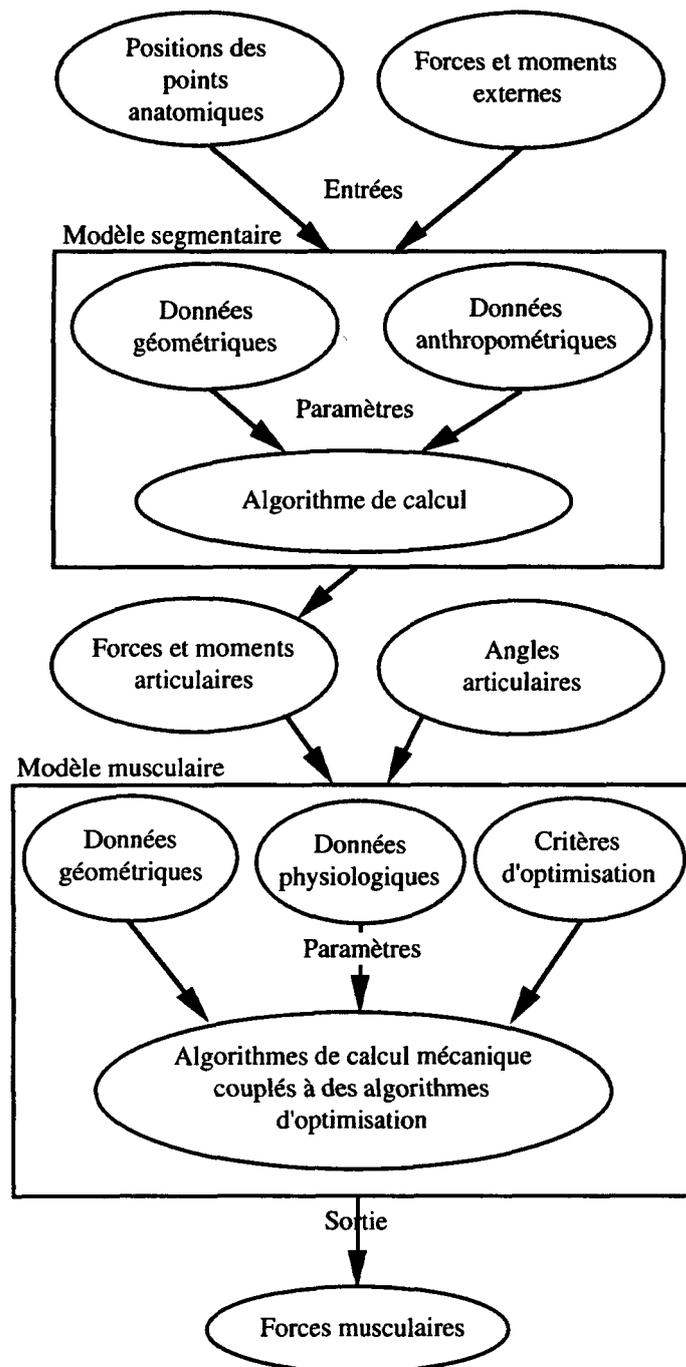


Figure I.10 : Organisation des modèles permettant le calcul des forces musculaires.

De plus, pour compléter ce type de modélisation certains auteurs prennent en compte les co-contractions /GIGNOUX 93a/ ainsi que la rigidité des membres pendant la réalisation des mouvements /KARLSSON 93/. Ces deux phénomènes contribuent à une augmentation significative des forces musculaires. /KARLSSON 93/ souligne que même pour une petite augmentation de la rigidité d'un membre, la croissance de l'intensité musculaire est importante. Il met ainsi en évidence que la détermination réaliste des forces musculaires passe par une meilleure connaissance des mécanismes de l'activation musculaire et de son intégration dans les modèles.

I.6.2.Exemples d'études réalisées avec ce type de modèle :

Dans la suite de cette partie, des exemples d'utilisation des forces musculaires vont être présentés en mettant l'accent sur le travail d'équipe qui est inhérent à la modélisation d'un système complexe comme le corps humain et qui nécessite des techniques et des connaissances variées. Les approches présentées ont été choisies pour leurs spécificités puis une alternative aux techniques de calculs précédemment présentées est proposée.

L'un des exemples que l'on peut mettre en avant pour montrer la complexité à obtenir avec précision les efforts musculaires à partir de données venant d'un système d'analyse gestuelle est résumé dans /CHEZE 93a/. Chèze L., Gignoux P. et Dimnet J. ont organisé leurs travaux en trois étapes. Premièrement, une recherche sur la détermination précise des centres instantanés de rotation présentée précédemment /CHEZE 93c/, /GIGNOUX 93b/. Deuxièmement, une modélisation tridimensionnelle du corps humain /CHEZE 93b/. Troisièmement, le calcul des forces musculaires à partir d'un modèle tri-dimensionnel /GIGNOUX 93a/. L'introduction d'un coefficient de cocontraction permet de prendre en compte un phénomène musculaire qui accroît significativement l'intensité des forces musculaires et par conséquent contribue à rendre plus réaliste le modèle. Les applications de ces recherches sont cliniques et plus particulièrement orientées vers la détermination de l'évolution de la charge sur une prothèse de hanche pendant un cycle de marche Enfin, ces différentes études sont menées en collaboration avec des chirurgiens orthopédistes.

Les auteurs qui vont suivre ont adopté une démarche plus analytique pour calculer les forces musculaires puisqu'ils se focalisent sur l'étude de l'épaule et que la modélisation est réalisée à partir des éléments finis. Cette technique semble être la plus adaptée et la plus précise en ce qui concerne la modélisation des articulations lorsque leur forme est complexe et que le nombre de muscles s'y rattachant est grand. /VEEGER 91/ présente une étude précise sur l'anatomie de quatorze épaules prélevées sur 7 cadavres . Il relève pour chacune d'entre elles, les paramètres géométriques caractérisant les 16 muscles, 3 ligaments, 6 surfaces articulaires et 4 structures osseuses qui déterminent des passages de muscles et des repères anatomiques pour permettre une comparaison avec les enregistrements in vivo. /VAN DER HELM 92/ utilise ces données caractérisant l'épaule pour proposer une modélisation basée sur les éléments finis de la structure osseuse et musculaire de l'épaule. /RINDERU 93/ rappelle la méthodologie de la modélisation des données. Il présente des résultats sur les forces musculaires au sein de l'épaule selon différents degrés d'abduction. Il souligne que compte tenu de la technique de modélisation les forces musculaires, tendineuses et les réactions articulaires peuvent être distinguées. /VEEGER 93/ utilise le modèle précédemment développé pour étudier les douleurs de l'épaule que l'on constate chez les utilisateurs de fauteuil roulant. Il sollicite les muscles de l'épaule en demandant des efforts sur différents plans inclinés simulant une gamme d'effort allant de 0 à 40% de la force maximale et pour 5 positions différentes de la main. Les résultats mettent en évidence que les forces articulaires sont dix fois supérieures aux forces motrices, que la position des mains conditionne les efforts au niveau de l'épaule et que compte tenu des efforts que

nécessite l'utilisation des chaises roulantes, il est normal qu'ils produisent des problèmes fréquents au niveau des épaules. /HAPPEE 93/ calcule les efforts musculaires engendrés au niveau de l'épaule lors d'une tâche de pointage rapide. Cette simulation est validée par la comparaison entre l'activité musculaire calculée à partir du modèle et l'activité musculaire mesurée sur le sujet par des sondes E.M.G..

Comme les travaux précédents, /FROHLING 93/ est une étude qui se focalise sur une articulation précise : la hanche. Mais elle se distingue par l'originalité du critère d'optimisation mis en œuvre pour obtenir les forces musculaires. Il est le résultat de la rencontre d'un orthopédiste Fröhling M. et de trois physiciens Krieg M., Pussel V. et Ruder H.. Ce nouveau critère est issu de trois constatations. Premièrement, si l'on calcule les forces musculaires au niveau de la hanche en utilisant des modèles aux hypothèses trop restrictives (les muscles les plus aptes à réaliser le mouvement sont les seuls pris en compte), ils conduisent à des forces modifiant la courbure des os si elles étaient appliquées. Deuxièmement, compte tenu des principes de construction du système locomoteur, de telles forces engendrant de telles courbures ne pourraient pas être supportées par la structure osseuse. En effet, la structure osseuse du corps travaille principalement en compression tandis que les tensions subies par le corps sont absorbées par la structure musculaire qui agit comme un haubanage. Troisièmement, cliniquement on observe d'une part que lors des reconstructions osseuses chez les jeunes enfants, il peut se produire des déviations de l'axe osseux, mais que celles-ci sont rapidement corrigées. D'autre part, chez les enfants spastiques possédant donc une hypertension musculaire, on constate une déformation osseuse que l'on peut opérer mais qui réapparaît si elle est réalisée trop précocement. A travers ces deux exemples on constate, une adaptation fonctionnelle de la structure osseuse par rapport à la structure musculaire. Compte tenu de leurs observations, un critère à deux volets s'est imposé à eux. Tout d'abord, les transferts de charge doivent s'opérer sans courbure des os et enfin les forces musculaires doivent être minimisées dans leur ensemble. Cette étude a conduit à l'élaboration d'une nouvelle prothèse de hanche qui respecte les critères précédemment cités, répartissant les contraintes de façon optimale dans le fémur. Ceci conduit à une amélioration fonctionnelle et à un confort accru de la prothèse par rapport aux prothèses classiques.

/POTVIN 93/ se présente comme une alternative aux méthodes précédentes qui sont très lourdes à mettre en œuvre tant pour la modélisation que pour les calculs. De plus, elles demandent pour pouvoir être utilisées, la collecte de très nombreuses données cinématiques (positions tridimensionnelles de marqueurs) et dynamiques (les efforts appliqués au corps). Ces techniques se révèlent donc difficiles à utiliser lorsque l'on souhaite étudier un paramètre pendant un laps de temps important. C'est le cas de ces auteurs qui souhaitent étudier les muscles releveurs du tronc lors du lever de charge durant des périodes allant de 20 minutes à 2 heures. Les sujets sont équipés d'électrodes disposées sur les muscles à étudier et de capteurs électromagnétiques permettant de connaître les rotations de la cage thoracique par rapport au pelvis. Avant chaque manipulation, le sujet subit des tests sur des machines isométriques pour modéliser la force isométrique de chaque muscle en fonction de son E.M.G. redressé. D'une

part, cette première modélisation est utilisée pour évaluer la force pendant les différents levers et d'autre part, les données des capteurs électromagnétiques sont introduites dans un second modèle proposé par Mc Gillis et Norman en 1986 et qui permet à partir de ces données de déterminer l'élongation et la vitesse instantanée des muscles releveurs du tronc. Ces deux nouvelles données sont alors utilisées pour corriger l'E.M.G. en un E.M.G. corrigé mécaniquement ou E.M.G._{cm}. Cette technique permet de réaliser l'acquisition de plus de 720 levers de charge avec les moyens actuels d'acquisition. La conclusion à la vue des résultats est que cette technique est adaptée à l'évaluation des forces des releveurs du tronc pendant des manipulations de longues durées lorsque l'on utilise l'e.m.g. redressé mécaniquement.

Néanmoins, compte tenu des limitations de l'E.M.G. précédemment exposées, il est prudent d'aborder ce type de techniques avec un esprit critique, car elles posent comme les autres approches le problème de la validation des résultats.

I.6.3. Les limites de ce type de modèle

Dans /NUSSBAUM 93/, les auteurs se sont attachés à évaluer la part de la modélisation géométrique sur la précision des calculs des forces musculaires au niveau du tronc. Celle-ci apparaît importante puisque des changements dans l'orientation des lignes d'action musculaires dans des postures et pour des charges augmentant la sollicitation musculaire modifient significativement l'intensité des forces musculaires. De plus, la prise en compte des modifications des caractéristiques géométriques de la colonne vertébrale conduit à des calculs de l'activité musculaire plus réalistes lorsqu'ils sont comparés à l'e.m.g. normalisé.

Cette publication est un exemple de "serpent biomécanique qui se mord la queue" car on tente de valider un modèle avec des données qui sont soumises à caution. En effet, les seules informations directement accessibles par le biomécanicien sont : le couple externe engendré au niveau d'une articulation et l'activité musculaire via l'électromyographie.

Pour sortir de ce cercle vicieux, /LAMONTAGNE 93/ propose par le biais d'une instrumentation spécialisée de mesurer les forces musculaires. Il souligne d'abord, que les imprécisions sur la géométrie ne peuvent être rendues seules responsables des limitations des modèles, celles-ci venant pour une grande part de l'imprécision des données anthropométriques et de la méconnaissance des propriétés mécaniques des articulations. Cette instrumentation est constituée d'une jauge de contrainte que l'on implante sous anesthésie locale. Dans le cadre de cette étude, la jauge a été fixée sur le tendon rotulien pour fournir des informations pour la validation d'un modèle du genou. La jauge de contrainte ne fournit pas directement la valeur de la force au niveau du tendon. Une procédure d'étalonnage permet de déterminer la relation entre la tension de sortie et l'élongation du tendon. Ainsi, une étude sur le cadavre a permis de définir la relation entre l'élongation et la force musculaire.

Si la fidélité de la modélisation musculaire et squelettique est cruciale dans la détermination précise des forces musculaires, /PATRIARCO 81/ met en évidence que la précision des données en amont des modèles musculaires (données cinématiques et forces et moments articulaires) est plus importante dans la détermination de la valeur des forces musculaires que le

choix du critère d'optimisation. /DAVY 87/ montre, quant à lui, l'influence des techniques de dérivations sur la détermination des forces musculaires.

Enfin, /KROMER 93/ remarque que les techniques d'optimisation mises en place dans la plupart des études sont des techniques statiques au sens où elles optimisent une fonction objective selon un critère à partir de données calculées à un instant donné. Ainsi, ces méthodes ne tiennent pas compte des propriétés dynamiques des muscles. Par conséquent, elles ne peuvent pas fournir d'informations pertinentes concernant l'objet profond de ces recherches qu'est la stratégie neuromotrice. En revanche, lorsque des études introduisent la notion d'optimisation dynamique /DAVY 87/, on retrouve des phénomènes qui traduisent la dynamique du système musculaire comme les retards purs qui existent entre les entrées du modèle et les sorties que sont les forces musculaires. Ces retards purs sont principalement dus aux phénomènes de propagation de l'influx nerveux, au temps de réponse des phénomènes chimiques et mécaniques qui se déroulent au sein des muscles et sont autant d'informations sur le fonctionnement profond du système neuromusculaire.

I.6.4. Conclusion :

Le calcul des forces musculaires apparaît donc, au vu des différentes études sur ce sujet, être complexe et difficile à mettre en place comme technique de routine au niveau d'un centre médical.

Les compétences pour mener à bien ce type de modélisation aboutissant aux calculs des forces musculaires passent par l'électronique, la micro-informatique, l'informatique, l'anatomie, la physiologie, la médecine, la mécanique des corps solides et des milieux continus, la physique (R.M.N.), l'automatique et les mathématiques. La multi-disciplinarité est dans ce domaine le maître mot. Et seule une étroite collaboration entre diverses équipes de recherche de ces domaines permettra d'aller plus loin dans la compréhension du système locomoteur.

Compte tenu de la multi-disciplinarité évidente de la biomécanique, un problème de fédération de la recherche se pose et plus précisément son expression dans un formalisme commun. C'est d'autant plus évident que comme le souligne /WOLTRING 87/ : "les laboratoires du futur dans la recherche sur le système locomoteur seront fortement influencés par l'informatique au sens large". Il faut donc pouvoir implémenter ces données venant de divers horizons afin qu'elles puissent être intégrées et synthétisées pour rendre ainsi les modèles plus réalistes.

Enfin, la prise en compte des phénomènes dynamiques que ce soit au niveau des articulations par la modélisation des contraintes articulaires et des éléments périarticulaires ou au niveau musculaire en favorisant l'optimisation dynamique semble être un élément permettant d'obtenir des modélisations plus réalistes de notre système locomoteur. Car comme l'écrit /HEMANI 85/ qui cite Thomas Hobbes : 'La vie n'est rien d'autre qu'un mouvement des membres, pourtant les automates ont une vie artificielle'.

I.7.CONCLUSION :

Ce premier chapitre a tout d'abord rappelé que les premières études sur les forces et les moments engendrant les mouvements datent du siècle dernier. Ces précurseurs que sont les frères E. et W. Weber, E. J. Marey, G. Demeny et Muybrige ont posé d'une part les grandes bases de l'instrumentation utilisées de nos jours, qui se révèlent être un raffinement des solutions proposées à l'époque et d'autre part, ont identifié la problématique de la biomécanique moderne à savoir, la déduction et l'analyse des forces musculaires qui régissent le mouvement du corps, celui-ci étant considéré comme un système mécanique articulé soumis aux lois de la mécanique, dans le but de comprendre les stratégies de l'activation musculaire, de les simuler et de les optimiser.

La seconde partie de ce chapitre s'est ensuite attachée à présenter brièvement les différentes approches de la modélisation mécanique du corps que sont l'approche balistique, la modélisation des forces et des moments articulaires et la modélisation des forces musculaires ainsi que les approximations qui sont inhérentes à toute modélisation mécanique du corps.

Les trois dernières parties de ce chapitre suivent le même plan et visent d'une part, à exposer les principaux éléments théoriques qui sont au coeur de ces différents approches, d'autre part à présenter des études mettant en valeur l'apport de ces approches dans l'étude du mouvement et enfin, à mettre en évidence les limitations de ces différentes modélisations.

La présentation détaillée des différentes approches est ordonnée de la plus ancienne à la plus récente et permet de souligner d'une part, la complexité croissante de la modélisation et d'autre part, la sophistication progressive des systèmes d'acquisition des données nécessaires à l'obtention des entrées et des paramètres de ces modèles. Cette présentation conduit aussi à mettre en évidence premièrement, l'omniprésence de l'informatique dans la biomécanique moderne tant au niveau de l'implémentation des différentes modélisations qu'au niveau de l'instrumentation et deuxièmement que des progrès importants dans la modélisation du corps humain, ne peuvent plus être le fait d'un seul homme ni même d'un seul groupe d'individus, mais sont conditionnés par une coopération interdisciplinaire importante, active et fédérée.

L'étude bibliographique révèle que l'approche balistique est la plus facile à mettre en œuvre mais que ses capacités à expliquer le mouvement sont pauvres, compte tenu des hypothèses simplificatrices qui sont à son origine. Le calcul des forces musculaires nécessite une modélisation et une instrumentation complexes ainsi qu'une forte coopération interdisciplinaire. De plus, sa mise en œuvre ardue limite son introduction dans des examens de routines dans les centres hospitaliers.

Or, le contexte de notre recherche est l'étude et le suivi de la rééducation de la marche pathologique dans un centre de rééducation et de réadaptation fonctionnelle. L'option choisie pour enrichir l'analyse cinématique de la marche est le développement d'un modèle basé sur le formalisme de Newton-Euler, permettant le calcul des forces et des moments articulaires et paramétrable. De cette façon, il pourra s'adapter à différentes études et à divers niveaux de détails.

Le deuxième chapitre expose une proposition de modélisation mécanique tridimensionnelle du corps humain en vue du calcul des forces et des moments articulaires. Elle trouve ses origines dans la littérature et est adaptée d'une part à la problématique et aux contraintes définies par nos interlocuteurs, des thérapeutes intervenant dans la rééducation et la réadaptation fonctionnelle de la marche humaine et d'autre part au système d'acquisition permettant de fournir les données cinématiques et dynamiques en entrée du modèle.

Deuxième chapitre

*Proposition d'une modélisation mécanique
tridimensionnelle du corps humain.*

Deuxième chapitre

Proposition d'une modélisation mécanique tridimensionnelle du corps humain.

II.1.INTRODUCTION :

Comme le chapitre précédent l'a mis en évidence, une des clefs pour mieux comprendre la réalisation d'un mouvement, est l'étude des forces et des moments se développant au sein du corps. En effet, ce type d'étude renseigne sur les phénomènes qui engendrent les mouvements. Mais, à la différence de la cinématique du corps, les efforts internes au corps ne sont pas directement mesurables, si ce n'est par la mise en œuvre de techniques extrêmement invasives dont l'utilisation ponctuelle est exceptionnelle et qui ne peuvent être envisagées pour l'étude de populations importantes. En pratique, l'étude de la dynamique du corps humain passe par la mise en place de modèles. Les grands types de modèles sont au nombre de trois et ont été présentés dans le chapitre I. Ce sont les modèles renseignant respectivement sur la balistique du corps, sur les efforts articulaires ou sur les efforts musculaires. Ces modèles ne sont pas adaptés à toutes les études. Ils sont plus ou moins complexes ; deux cas de figures se présentent alors. Soit ils ne fournissent pas les données pertinentes nécessaires à l'étude, soit au contraire, ils apportent des informations superflues qui alourdissent inutilement l'analyse des données. Ainsi le niveau de détails du modèle doit toujours être adapté à la complexité de l'étude envisagée.

Dans le cadre de ce mémoire, ce sont les études des désordres articulaires qui sont considérées, par conséquent, notre recherche se focalise sur l'étude et l'implémentation d'un modèle articulaire suffisamment souple pour s'adapter aux différentes études qui sont envisageables dans les domaines médicaux, ergonomiques et sportifs. Cette démarche de modélisation est présentée dans ce deuxième chapitre.

II.2.POSITION DU PROBLEME :

L'énoncé du problème est simple. Le modèle doit permettre de calculer les efforts articulaires (les forces et les moments articulaires). De plus, la modélisation géométrique du corps et le nombre des efforts appliqués au corps ne doivent pas être figés, afin qu'il soit facilement adaptable à la problématique de différentes études.

II.2.1.Description de l'existant du L.A.M.I.H. :

Dans le cadre d'une étude de la marche normale, /LAASSEL 92a,b/ présente un modèle composé de 8 segments (2 pieds, 2 jambes, 2 cuisses, le bassin et un segment composé du tronc, de la tête et des membres supérieurs : le TTMS). Le formalisme adopté est celui de Newton-Euler. La mise en équations est identique à celle adoptée par /WINTER 79/ mais adaptée à la modélisation tridimensionnelle. Les équations des forces et des moments sont

écrites pour les 8 segments. Sa structure segmentaire n'est donc pas paramétrable. Les données en entrée sont issues du système S.A.G.A.3 équipé de 4 caméras et d'une plateforme de force Logabex. Elles correspondent à la position et à l'accélération des différents points définissant la structure segmentaire ainsi qu'aux accélérations angulaires des différents segments obtenues par une double dérivation des paramètres d'Euler. Les paramètres anthropométriques proviennent des travaux de /HANAVAN 64/ et de /DEMPSTER 55/. Les moments d'inertie des différents segments sont calculés à partir des données anthropométriques et de la modélisation géométrique de chacun des segments. Les segments du membre inférieur et le bassin sont modélisés par des cônes tronqués tandis que le tronc est modélisé par un ellipsoïde de révolution.

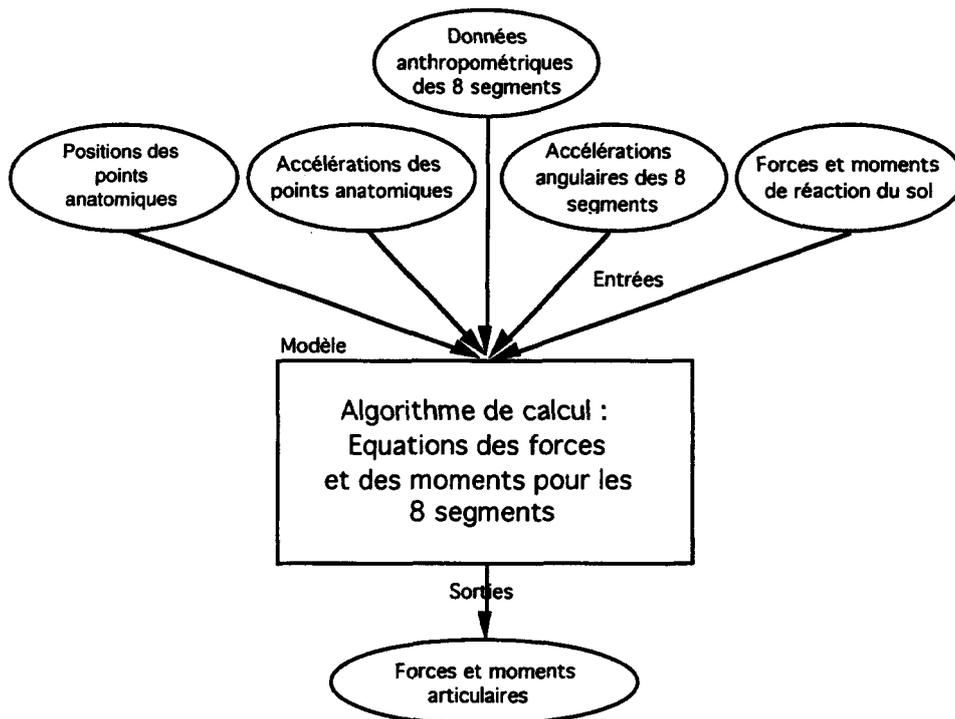


Figure II.1 : Schéma de principe du modèle présenté par /LAASSEL 92a, b/.

II.2.2. Analyse de l'existant :

Le modèle présenté par /LAASSEL 92a, b/ ne correspond pas à notre cahier des charges dans le mesure où:

- le code de calcul est écrit pour 8 segments corporels et a pour conséquence de figer la structure corporelle.
- les efforts applicables au corps sont limités aux forces et aux moments de réactions du sol.

On constate que le nombre d'entrées du modèle est important ce qui alourdit sa mise en œuvre et le rend dépendant de la capacité du système de mesure à fournir les différentes données et plus particulièrement les données angulaires qui ne sont pas disponibles sur tous les systèmes d'acquisition.

La modélisation des données anthropométriques apparaît, au vu des simulations de ce modèle, satisfaisante, de plus /KOOZEKAMI 85/ a mis en évidence que la modélisation de

/HANAVAN 64/ propose une approximation acceptable des segments corporels dans le cadre des modèles articulaires.

II.3. PROPOSITION D'UNE MODELISATION PARAMETRIQUE DE LA STRUCTURE CORPORELLE EN VUE DU CALCUL DES EFFORTS ARTICULAIRES:

Trois éléments garantissent l'adaptabilité de la modélisation corporelle. Premièrement, le modèle géométrique doit être paramétrable afin de s'accommoder du niveau de détail et des approximations propres à chaque étude. Deuxièmement (cet élément découle du premier), le code de calcul ne peut être figé et doit pouvoir être utilisé pour les différentes modélisations géométriques. Troisièmement, le nombre des efforts externes appliqués au corps ne doit pas être limité et la localisation de ceux-ci ne doit pas être figée dans le temps.

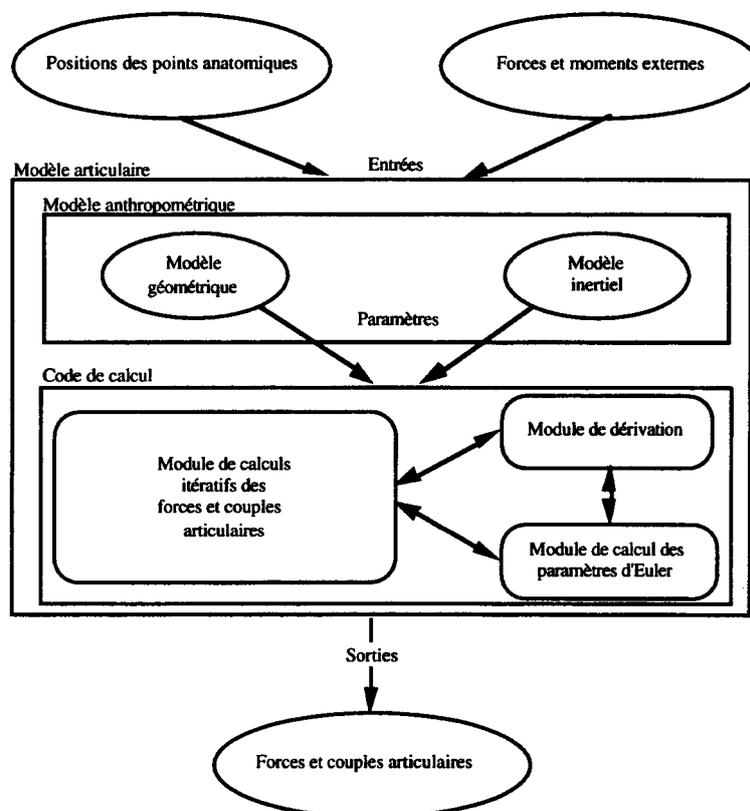


Figure II.2 : Proposition du schéma de principe d'un modèle pour l'étude des forces articulaires /BARBIER 93/.

Enfin, pour rendre indépendant le modèle du système d'acquisition des variables cinématiques et pour faciliter sa mise en œuvre, il est souhaitable que d'une part, les entrées du modèle se limitent aux positions des repères corporels définissant la structure corporelle. Ainsi, le modèle doit posséder un module de dérivation pour calculer les vitesses puis les accélérations ; en effet, ces dernières sont au cœur des équations de la dynamique des corps solides; d'autre part, il faut que le calcul de l'orientation des segments corporels soit local au modèle. Il doit donc posséder un module permettant, à partir des repères corporels définissant la structure corporelle, de calculer l'orientation des segments, puis par deux dérivations successives leur accélération angulaire (voir figure II.2).

II.3.1. Les entrées du modèle :

Les entrées du modèle sont donc les positions des points corporels définissant la structure corporelle et les efforts externes appliqués au corps et sont propres à chaque expérimentation. Le dispositif et le protocole expérimental utilisés dans le cadre de ce mémoire pour recueillir les données cinématiques et dynamiques sont détaillés dans le troisième chapitre.

II.3.2. La modélisation géométrique :

La modélisation géométrique du corps a deux buts : tout d'abord, elle doit permettre la représentation géométrique du corps et enfin, elle doit fournir au module de calcul les informations nécessaires à son exécution. Les entités géométriques qui permettent de définir la structure corporelle sont au nombre de deux : les points et les segments.

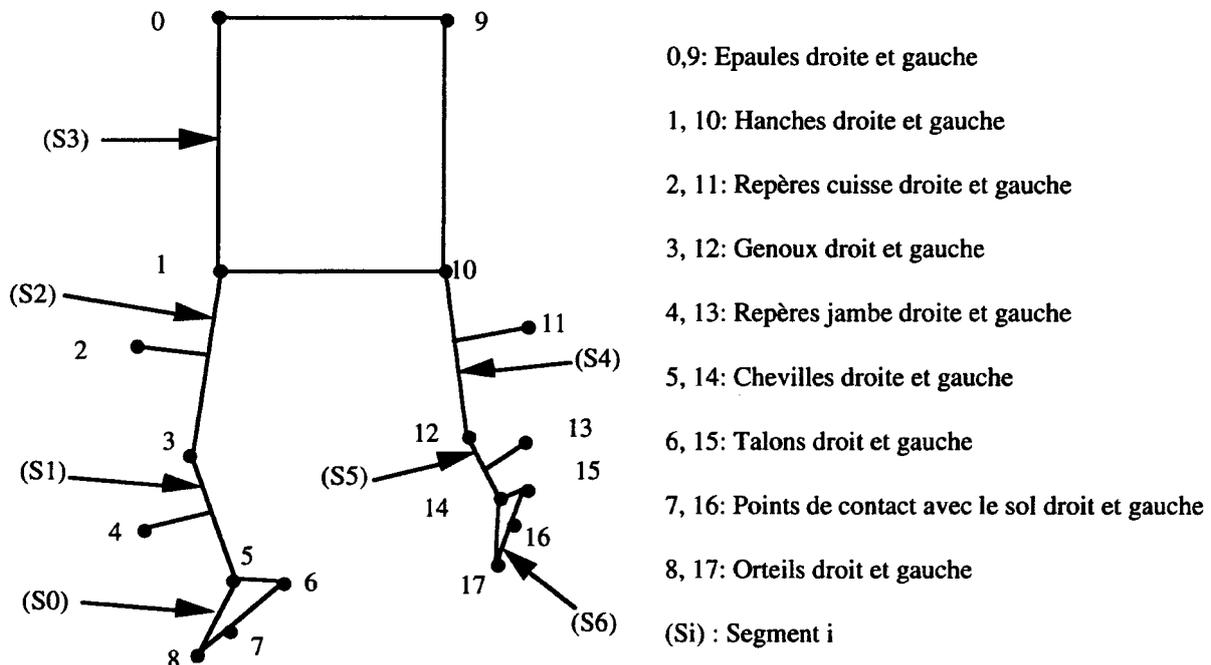


Figure II.3: Exemple de modèle géométrique utilisé pour l'étude de la marche pathologique.

II.3.2.1. Les points :

Trois types de point composent le modèle géométrique. On distingue tout d'abord, les points définissant la structure corporelle, ce sont le plus souvent des points anatomiques (0, 1,3, 5, 6, 8, 9, 10, 12, 14, 15 17) et des points supplémentaires qui permettent de définir des repères locaux aux segments (2, 4, 11, 13, 6, 15), puis les points (5, 3, 1, 14, 12, 10), ce sont les points à calculer pour lesquels la valeur des forces et des couples articulaires est inconnue. Dans l'exemple exposé, ces points sont des points anatomiques qui correspondent à une articulation mais ce n'est pas une règle et ils peuvent être d'un autre type. La définition d'un tel point est composée de deux informations. Le numéro d'un point permettant de lui associer une position dans l'espace et un numéro de segment permettant de lui attribuer une règle de calcul. Ces points sont ordonnés et les calculs des efforts se déroulent du premier au dernier point déclaré et permettent ainsi l'enchaînement des calculs.

Enfin, les points d'entrée (7, 16), ce sont les points d'application des efforts externes. Dans le cas de la marche, ils se limitent aux efforts de réaction du sol sur le sujet. Leur définition est composée de deux informations. Le numéro d'un point permettant de lui associer une position dans l'espace et la valeur du torseur dynamique en fonction du temps qui représente l'effort appliqué au corps.

L'entité point permet donc de décrire la structure corporelle, le déroulement des calculs (points à calculer) et les points d'applications des efforts externes (points d'entrée).

II.3.2.2. Les segments :

Les segments sont définis à partir des points. Les segments modélisent l'axe principal d'inertie des différentes parties du corps. Deux cas de figures se présentent :

- premièrement par approximation, les centres articulaires sont confondus avec les marqueurs externes, deux points suffisent alors à définir la direction et le sens de l'axe principal d'inertie. Ce sont le point proximal (P_i) et le point distal (D_i) du segment i . L'axe principal d'inertie se résume alors au vecteur $\overrightarrow{P_i D_i}$.

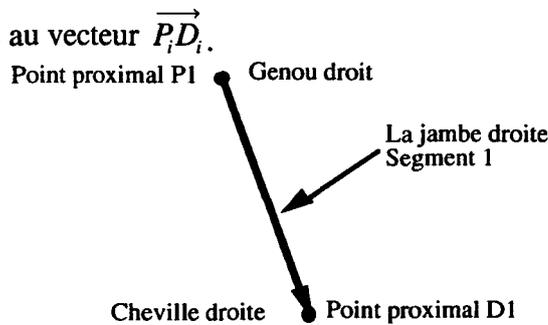
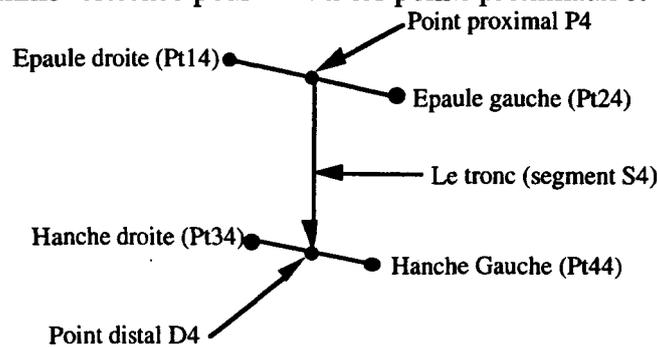


Figure II.4 : Schéma d'un segment défini à partir de deux points.

- deuxièmement, compte tenu de la forme de la partie du corps à modéliser ou si une modélisation plus fine des centres articulaires est souhaitée, les marqueurs externes ne peuvent alors pas être pris comme référence pour définir les points proximaux et distaux des segments.



$$KD4 = KP4 = 0,5$$

Figure II.5 : Schéma d'un segment défini à partir de quatre points.

Un segment i est alors défini par quatre points (Pt_{1i} , Pt_{2i} , Pt_{3i} , Pt_{4i}) et deux rapports (k_{Di} , k_{Pi}), tel que $\overrightarrow{Pt_{1i} P_i} = k_{Pi} * \overrightarrow{Pt_{1i} Pt_{2i}}$ et $\overrightarrow{Pt_{3i} D_i} = k_{Di} * \overrightarrow{Pt_{3i} Pt_{4i}}$

Quelque soit le type de segment, des points sont déclarés comme étant liés aux segments. Ce sont les points supplémentaires et les points d'entrée. Pour le pied droit, le point proximal est la cheville (5). Le point distal est l'articulation métacarpo-phalangienne du cinquième orteil

(8). Le point supplémentaire est le talon (6) permettant de définir un repère local au pied. Le point d'entrée est le point d'application (7) du torseur réaction du sol sur le pied.

L'entité segment permet donc de déterminer l'axe principal d'inertie d'un segment, de définir un repère local au segment en utilisant le point supplémentaire et d'associer à une partie du corps un (ou plusieurs) effort(s) qui lui est (sont) externe(s).

II.3.3. La modélisation inertielle :

Elle consiste à associer aux segments une masse et une matrice d'inertie et à déterminer la position de son centre de gravité.

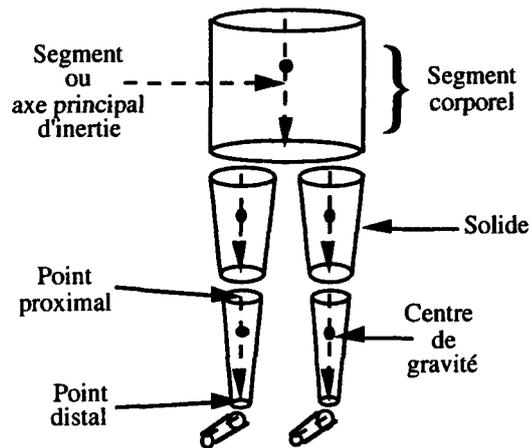


Figure II.6 : le corps humain modélisé par des segments rigides selon /HANAVAN 64/

La modélisation du corps qui a été retenue dans le cadre de ce mémoire est la modélisation issue des travaux de /HANAVAN 64/. Elle présente trois avantages. D'une part, Hanavan a utilisé une population composée principalement de jeunes adultes qui correspond au profil de la population testée. D'autre part, son implémentation est aisée. Enfin, elle simplifie le protocole expérimental. En effet, les segments corporels pour les membres inférieurs sont modélisés par des cônes tronqués. En conséquence, les moments d'inertie pour les axes transverses à l'axe principal d'inertie sont égaux. Ainsi, il n'est pas nécessaire d'identifier pour les membres inférieurs, les faces antérieures, postérieures, internes et externes par rapport aux repères locaux pour chaque segment corporel.

De plus, /KOOZEKANAMI 85/ a évalué les modélisations de Braune et Fisher, de Contini et d'Hanavan. Il a mis en évidence que la démarche d'Hanavan était bien adaptée à l'étude des mouvements. Néanmoins, il souligne qu'Hanavan fait l'hypothèse que les solides géométriques qu'il propose, modélisent correctement les segments corporels pour la population de jeunes individus qu'il étudie.

II.3.3.1. La masse des segments corporels :

L'expression de la masse d'un segment corporel peut se faire de différentes façons : soit la masse des segments corporels est exprimée comme un pourcentage du poids du corps /BRAUNE 87/, /DEMPSTER 55/, /WINTER 79/. (voir tableau II.1)

| Origine | Braune | Dempster | Clauser | Winter |
|------------|--------|----------|---------|--------|
| Tête+cou | 7,1 | 7,9 | 7,3 | 8,1 |
| Tronc | 42,7 | 48,6 | 50,7 | 49,7 |
| Bras | 3,4 | 2,7 | 2,6 | 2,8 |
| Avant bras | 3,1 | 1,6 | 1,6 | 1,6 |
| Main | ? | 0,6 | 0,7 | 0,6 |
| Cuisse | 11,6 | 9,7 | 10,3 | 10,0 |
| Jambe | 5,3 | 4,5 | 4,3 | 4,7 |
| Pied | 1,8 | 1,4 | 1,5 | 1,5 |

Tableau II.1: Synthèse des masses des segments corporels exprimées comme un pourcentage du poids total.

Soit elle est exprimée par le biais d'une équation intégrant la masse totale du corps et des paramètres morphologiques /HANAVAN 64/, /HATZE 80/, /ZATSIORSKY 83/, /JENSEN 89/, /SCHNEIDER 92/. Ces équations sont le résultat de régressions linéaires réalisées sur les masses des segments corporels et qui traduisent les caractéristiques des populations testées par les auteurs.

Equations des masses segmentaires selon /HANAVAN 64/. Les masses sont exprimées en kg.

- La tête et le tronc : $0,47 * P + 5,44$
- Bras: $0,08 * P - 1,31$
- Avant bras: $0,04 * P - 0,23$
- Main: $0,01 * P + 0,32$
- Cuisse: $0,18 * P + 1,45$
- Jambe: $0,11 * P - 0,86$
- Pied: $0,02 * P + 0,68$

Avec P: Poids corporel total.

II.3.3.2. Les positions des centres de gravité des segments corporels :

Comme précédemment les positions des centres de gravité sont exprimées sous la forme d'un pourcentage de la longueur du segment à partir de l'une de ses extrémités, le plus souvent à partir de l'extrémité proximale /BRAUNE 95/, /DEMPSTER 55/, /WINTER 79/, /HANAVAN 64/, /SCHNEIDER 92/ ou par le biais d'une équation /HATZE 80/, /JENSEN 89/, /ZATSIORSKY 83/. Par définition, les centres de gravité se trouvent sur les axes principaux d'inertie définis modélisés par $\vec{P_i D_i}$ tel que P_i et D_i soient respectivement les points proximaux et distaux du segment i. Si k_i est le pourcentage définissant la position du centre de gravité G_i sur l'axe principal d'inertie du segment i. $\vec{P_i G_i} = \frac{k_i}{100} * \vec{P_i D_i}$

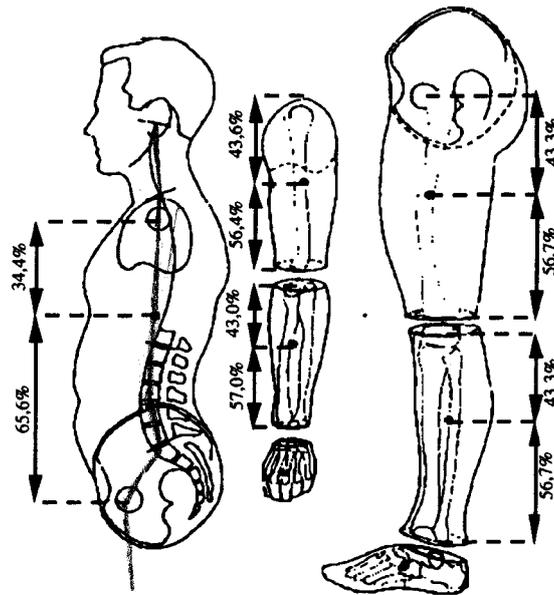


Figure II.7: Position des centres de gravité par rapport à la longueur des segments selon /DEMPSTER 55/

| Origine | Braune | Dempster | Winter | Schneider | Hanavan |
|----------------|--------|----------|--------|------------|---------|
| Tête+cou+tronc | 32,0 | ? | 34,0 | ? | 34,0 |
| Tronc | 47,0 | 34,4 | 50,0 | ? | ? |
| Bras | 47,0 | 43,6 | 43,6 | 44,2±1,39 | 43,6 |
| Avant bras | 34,0 | 43,0 | 43,0 | 45,41±0,78 | 43,0 |
| Main | ? | 50,6 | 50,6 | 44,95±9,03 | 50,6 |
| Cuisse | 44,0 | 43,3 | 43,3 | 48,59±1,69 | 43,3 |
| Jambe | 42,0 | 43,3 | 43,3 | 43,77±0,86 | 43,3 |
| Pied | ? | 42,9 | 50,0 | 34,69±2,74 | 42,9 |

Tableau II.2: Synthèse des travaux proposant la position des centres de gravité exprimée comme un pourcentage de la longueur des segments à partir du point proximal du segment.

II.3.3.3. Les matrices principales d'inertie des segments corporels :

La démarche adoptée par Hanavan pour calculer les inerties des segments corporels diffère des autres auteurs, puisqu'il modélise les segments corporels par des solides géométriques dont on peut calculer numériquement les moments d'inertie. Si cette approximation n'est pas faite, les valeurs d'inertie sont obtenues en menant des mesures sur le cadavre. La méthodologie liée à ce type de mesure est décrite précisément par /DEMPSTER 55/. Les résultats de ces études s'expriment sous trois formes principales. D'une part, sous la forme de la valeur des moments d'inertie au niveau des centres de gravité du segment et/ou des points proximaux et distaux /DEMPSTER 55/. D'autre part, sous la forme des rapports des rayons de giration par les longueurs des segments (figure II.8) /WINTER 79/.

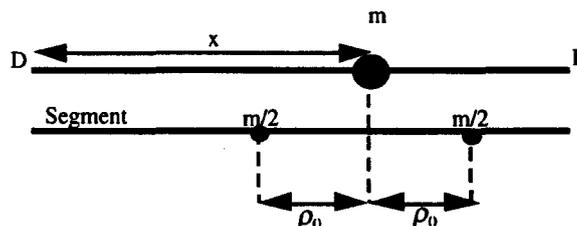


Figure II.8: Description du rayon de giration.

$$I_0 = m\rho_0^2 \quad (1)$$

$$I = I_0 + mx^2 \quad (2)$$

I_0 : le moment d'inertie du segment par rapport au centre de gravité

m : la masse du segment.

ρ_0 : le rayon de giration.

I : le moment d'inertie du segment par rapport à un point se trouvant à une distance x du centre de gravité.

Enfin troisièmement, sous la forme d'équations des moments d'inertie qui prennent en compte la morphologie des sujets /HATZE 80/, /JENSEN 89/, /ZATSIORSKY 83/ /SCHNEIDER 92/.

Hanavan, quant à lui fait l'hypothèse que les segments corporels sont modélisables par des solides géométriques. Les segments corporels composant les membres inférieurs et les membres supérieurs sont modélisés par des cônes tronqués tandis que le tronc est modélisé par un ellipsoïde de révolution. Les figures II.9 et II.10 présentent les valeurs d'inertie pour un cône tronqué et un ellipsoïde de révolution. Celles-ci sont exprimées dans un repère local $(\varepsilon_i, \eta_i, \xi_i)$ lié à chaque segment corporel i .

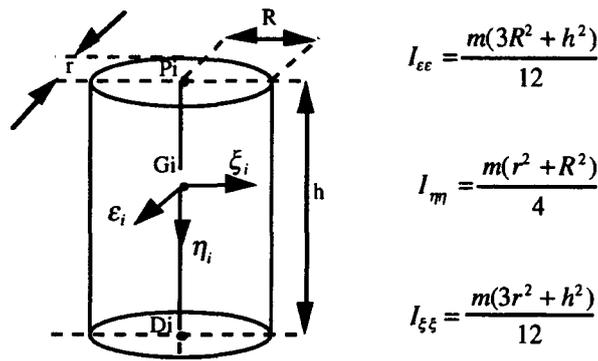


Figure II.9: Le schéma d'un ellipsoïde de révolution et les équations de ses moments d'inertie par rapport au centre de gravité G_i exprimés dans le repère orthonormé local $(\varepsilon_i, \eta_i, \xi_i)$.

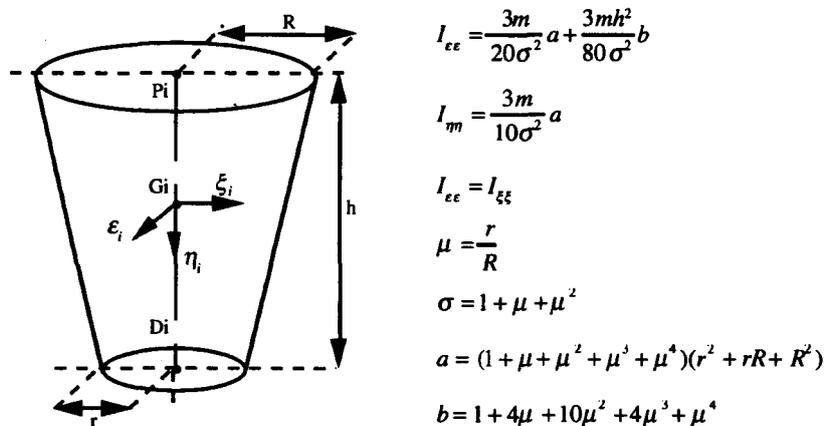


Figure II.10: Le schéma d'un cône tronqué et les équations de ses moments d'inertie par rapport au centre de gravité G_i exprimés dans le repère orthonormé local $(\varepsilon_i, \eta_i, \xi_i)$.

II.3.3.4. Conclusion:

Le fichier des paramètres du modèle est formé en utilisant le modèle géométrique et inertiel du corps et la base de données anthropométriques des sujets (voir annexe III : le modèle géométrique et anthropométrique, le fichier des paramètres du modèle). En effet, cette dernière permet d'adapter la modélisation à la morphologie de chaque sujet.

II.3.4. Les modules de calcul :

Ils sont au nombre de trois : le module de dérivation, le module calculant l'orientation spatiale des segments et le module assurant le calcul des forces et des moments articulaires (figure II.2). Les deux premiers modules visent d'une part à rendre autonome le modèle du système de mesure fournissant les positions tridimensionnelles des points définissant la structure corporelle et d'autre part à limiter les entrées du modèle. Le dernier module de calcul est le cœur du modèle. En effet, il calcule les forces et les moments articulaires. Il fait appel aux deux précédents modules et son organisation lui permet de s'adapter aux différentes descriptions du corps.

II.3.4.1. Le module de dérivation :

Ce module a pour objectif le calcul des vitesses et des accélérations à partir des positions fournies par le système opto-électronique de mesure et la dérivation des paramètres d'Euler. Il est basé sur le principe de la dérivation polynômiale. Pour obtenir la dérivée d'une courbe en un point P_i , on extrait une séquence de points dont le point central est le point P_i . On détermine alors les coefficients a_i du polynôme $p(x)$ de degré n $p(x) = \sum_{i=0}^{i=n} a_i x^i$ passant par ces n points. Ce polynôme est facilement dérivable $p'(x) = \sum_{i=1}^{i=n} a_i \cdot i \cdot x^{i-1}$, on peut alors calculer la dérivée en remplaçant x par la valeur du point P_i $P'(x)$.

II.3.4.2. Le module calculant l'orientation spatiale des segments et leur accélération angulaire:

Ce module a pour objectif le calcul de l'orientation des segments corporels dans l'espace. Ce calcul nécessite la définition d'un repère local (ε, η, ξ) . A partir de points connus du segment, le point proximal (P), le point distal (D), le point supplémentaire (Ps) et son centre de gravité (G), il est possible de définir deux vecteurs \vec{PD} et $\vec{GP_s}$. A partir de ces deux vecteurs, le vecteur \vec{v}_1 est défini tel que $\vec{v}_1 = \vec{PD} \times \vec{GP_s}$ ainsi, \vec{v}_1 est perpendiculaire à \vec{PD} et $\vec{GP_s}$, puis \vec{v}_2 tel que $\vec{v}_2 = \vec{v}_1 \times \vec{PD}$ pour obtenir, \vec{v}_2 perpendiculaire à \vec{v}_1 et \vec{PD} . Enfin, les vecteurs \vec{v}_1 , \vec{PD} et \vec{v}_2 sont normés et conduisent respectivement aux vecteurs $\vec{u}_{(\varepsilon)}$, $\vec{u}_{(\eta)}$ et $\vec{u}_{(\xi)}$ définissant le repère (ε, η, ξ) (figure II.11).

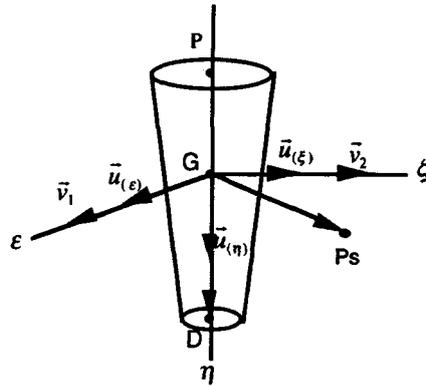


Figure II.11 : Construction d'un repère local (ε, η, ξ) à partir des points distaux, proximaux et supplémentaires d'un segment.

Soit (x, y, z) un repère global et (ε, η, ξ) un repère lié à un corps quelconque C (voir figure II.12). La définition de la position d'un corps C libre dans l'espace nécessite 6 coordonnées indépendantes : 3 pour décrire sa position et 3 pour décrire son orientation. Dans la suite de ce paragraphe, on ne s'intéresse qu'à la détermination de l'orientation d'un corps dans l'espace. En effet, l'obtention des 3 coordonnées de position se résume au calcul d'une translation entre (x, y, z) et (x', y', z') (a). On considère donc le cas où O est confondu avec O' (b).

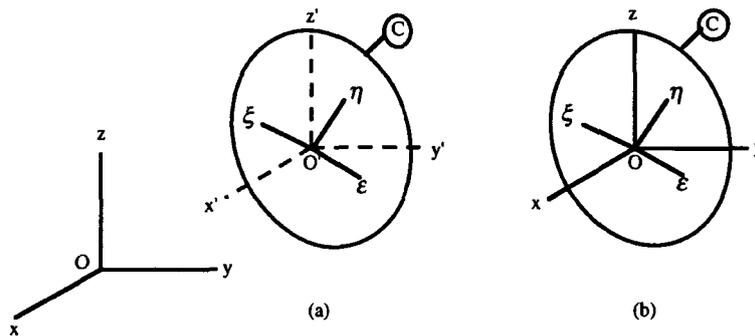


Figure II.12 : Repères locaux et globaux

Les coordonnées retenues pour décrire l'orientation des segments corporels dans l'espace sont les paramètres d'Euler $p = [e_0, e_1, e_2, e_3]^T$. Il s'agit de la forme normalisée de paramètres connus sous le nom de quaternions et ils ne doivent pas être confondus avec les angles d'Euler (ψ, θ, φ) . L'utilisation des paramètres d'Euler conduit à l'utilisation d'une coordonnée supplémentaire par rapport aux angles d'Euler. En effet, e_0, e_1, e_2 et e_3 ne sont pas des coordonnées indépendantes et sont liées par l'égalité suivante : $e_0^2 + e_1^2 + e_2^2 + e_3^2 = 1$. Néanmoins, ils présentent des avantages comme la simplification de la formulation mathématique des équations et sont exempts des problèmes d'indéterminations dont souffrent les angles d'Euler.

La détermination des paramètres d'Euler s'effectue en deux grandes étapes. Le calcul de la matrice de passage (A) entre le repère local (ε, η, ξ) et le repère global (x, y, z) et le calcul des paramètres d'Euler à partir de la matrice de passage.

Soient $\vec{u}_{(x)}, \vec{u}_{(y)}$ et $\vec{u}_{(z)}$ les vecteurs unitaires liés aux axes x, y, z et $\vec{u}_{(\varepsilon)}, \vec{u}_{(\eta)}$ et $\vec{u}_{(\xi)}$ les vecteurs unitaires liés aux axes ε, η et ξ . Les coefficients composant les lignes de A correspondent à la projection de ε, η et ξ respectivement sur x, y, z .

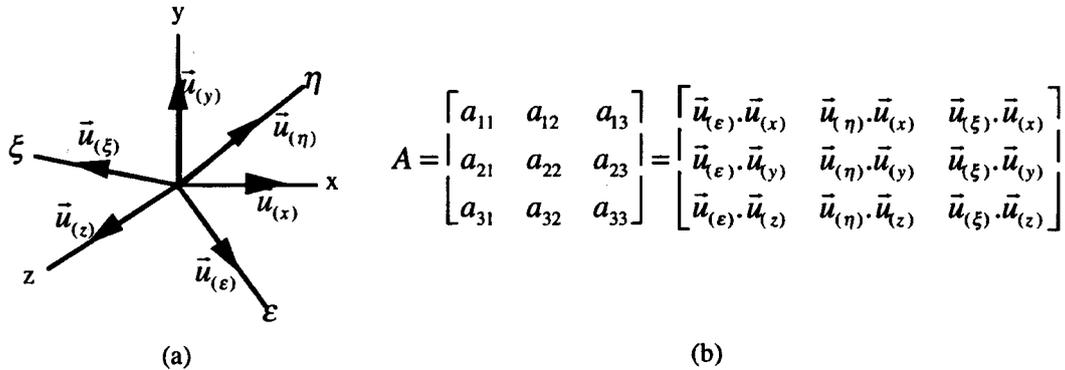


Figure II.13 : (a) les vecteurs unitaires des repères locaux et globaux (b) la matrice de passage du repère local au repère global

La valeur des paramètres d'Euler est alors donnée par :

$$e_0 = \pm \sqrt{\frac{\text{tr}A + 1}{4}} \text{ avec } \text{tr}A \text{ trace de } A \text{ (tr}A = a_{11} + a_{22} + a_{33}\text{)}.$$

Deux cas de figure se présentent :

Si $e_0 \neq 0$ le signe de e_0 est choisi arbitrairement et on calcule e_1, e_2, e_3 avec les égalités (1)

$$\left. \begin{aligned} e_1 &= \frac{a_{32} - a_{23}}{4e_0} \\ e_2 &= \frac{a_{13} - a_{31}}{4e_0} \\ e_3 &= \frac{a_{21} - a_{12}}{4e_0} \end{aligned} \right\} (1)$$

Si $e_0 = 0$ on recherche parmi les égalités (2) une valeur de e_1, e_2 ou de e_3 différente de 0, on en fixe arbitrairement le signe et on détermine le(s) paramètre(s) inconnu(s) en utilisant les égalités (3)

$$\left. \begin{aligned} e_1 &= \pm \sqrt{\frac{1 + 2a_{11} - \text{tr}A}{4}} \\ e_2 &= \pm \sqrt{\frac{1 + 2a_{22} - \text{tr}A}{4}} \\ e_3 &= \pm \sqrt{\frac{1 + 2a_{33} - \text{tr}A}{4}} \end{aligned} \right\} (2)$$

$$\left. \begin{aligned} a_{21} + a_{12} &= 4e_1e_2 \\ a_{31} + a_{13} &= 4e_1e_3 \\ a_{32} + a_{23} &= 4e_2e_3 \end{aligned} \right\} (3)$$

Les expressions du vecteur vitesse (ω) et accélération ($\dot{\omega}$) angulaire du repère (ε, η, ξ) exprimées dans le repère (x, y, z) sont fonction des paramètres d'Euler et sont calculées à partir des équations (4) et (5).

$$\omega = 2G\dot{p} \text{ (4) et } \dot{\omega} = 2G\ddot{p} \text{ (5)}$$

$$\text{avec } \dot{p} = [\dot{e}_0, \dot{e}_1, \dot{e}_2, \dot{e}_3], \quad \ddot{p} = [\ddot{e}_0, \ddot{e}_1, \ddot{e}_2, \ddot{e}_3] \text{ et } G = \begin{bmatrix} -e_1 & e_0 & e_3 & -e_2 \\ -e_2 & -e_3 & e_0 & e_1 \\ -e_3 & e_2 & -e_1 & e_0 \end{bmatrix}$$

Les lecteurs souhaitant approfondir les fondements théoriques des paramètres d'Euler sont invités à se reporter au chapitre "Eulers Parameters" p 153 à 185 de /NIKRAVESH 88/ qui traite de façon précise et pédagogique de ce sujet.

II.3.4.3. Le calcul des forces articulaires :

Comme le mettent en évidence les figures II.3 et II.6 décrivant respectivement le modèle géométrique et le modèle anthropométrique, aucune contrainte n'est imposée aux articulations. Les segments sont supposés être liés par des articulations parfaites. Ainsi, des forces de réaction, passant par les centres de rotation articulaire de même intensité mais de sens opposé, sont exercées par chacun des segments sur l'autre (figure II.14). Par conséquent, les forces inter segments ne devront pas être interprétées comme des forces motrices qui font mouvoir les segments corporels (puisqu'elles passent par les centres de rotation articulaire et s'annulent deux à deux) mais comme les contraintes qui s'appliquent au sein des articulations pendant les mouvements.

Le calcul des forces articulaires repose sur le principe de Newton à savoir:

$$\sum \vec{F}_{ext/R} = m\vec{a}_{G/R} \quad (4)$$

La somme des forces extérieures appliquées à un corps exprimée dans le repère R est égale à la masse de ce corps que multiplie l'accélération de son centre de gravité exprimée dans le même repère (R). Dans la suite de cet exposé, le repère R sera le repère global (x, y, z) décrit précédemment.

Cette formule met en évidence que le calcul des forces ne peut être défini qu'à travers l'entité segment. C'est pourquoi, le modèle géométrique définit les points à calculer comme étant la réunion d'un point définissant le point d'application de la force et d'un segment définissant les données avec lesquelles les calculs vont être réalisés.

Si l'on identifie les forces exercées sur un segment, trois types de force se dégagent (figure II.14) :

- $\vec{F}_{Sk/Si}$ les forces exercées sur un segment par les segments adjacents,
- $\vec{F}_{k_{app}/Si}$ les forces extérieures appliquées au segment,
- \vec{P} le poids du segment,

Ainsi, l'équation (4) devient : $\sum \vec{F}_{Sk/Si} + \sum \vec{F}_{k_{app}/Si} + \vec{P} = m_G \times \vec{a}_G \quad (5)$

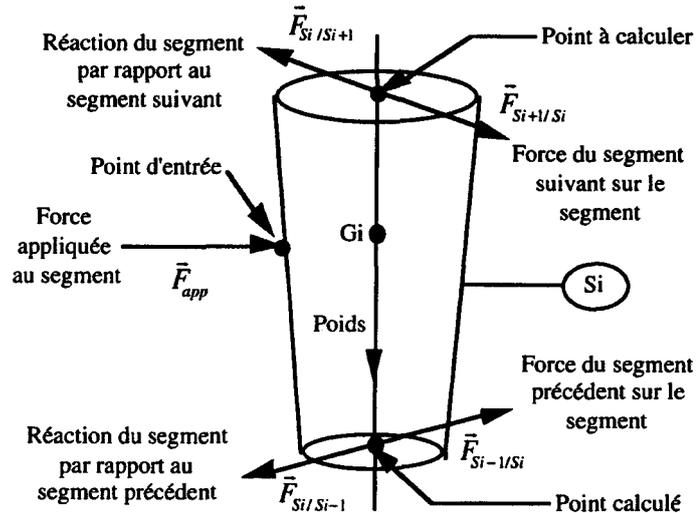


Figure II.14 : Exemple de forces exercées sur un segment corporel S_i

Pour qu'un calcul de force puisse être exécuté en un point du segment (point à calculer), il faut que toutes les autres forces appliquées au segment soient connues:

- les forces s'appliquant aux points d'entrée
- les forces s'appliquant aux points déjà calculés
- la force s'appliquant au centre de gravité : le poids du segment

Les forces s'appliquant au point d'entrée sont fournies par des capteurs. Ce sont les forces qu'exerce l'environnement sur le segment. Les forces s'appliquant au point dit "calculé" ne sont effectivement connues que si elles ont été précédemment calculées. Ce sont les forces qu'exercent les segments adjacents sur le segment. Ainsi, les calculs s'organisent autour des segments pour lesquels une seule force est inconnue vers les segments pour lesquels plusieurs forces sont inconnues en remontant successivement les chaînes de segments. Le poids du segment est calculé à partir de la masse du segment fournie par le modèle anthropométrique et la valeur de la gravité.

Le résultat du calcul est la force qu'exerce le segment adjacent sur le segment au niveau du point à calculer. C'est la réaction à cette force qui sera utilisée pour le calcul du segment suivant dans la chaîne segmentaire, compte tenu des propriétés des articulations développées dans le début de ce paragraphe.

II.3.4.4. Le calcul des couples articulaires :

Le calcul des couples repose sur le même principe que les forces et s'appuie sur les mêmes propriétés articulaires : les articulations sont supposées parfaites. Ainsi à un instant t , s'exercent au niveau d'une articulation deux couples de même direction et de même intensité mais de sens opposé. Ces couples représentent la résultante motrice de l'activation musculaire, mais ils ne traduisent ni l'activité des muscles antagonistes, ni l'activité musculaire nécessaire pour vaincre la résistance passive des articulations (puisque celles-ci sont supposées parfaites).

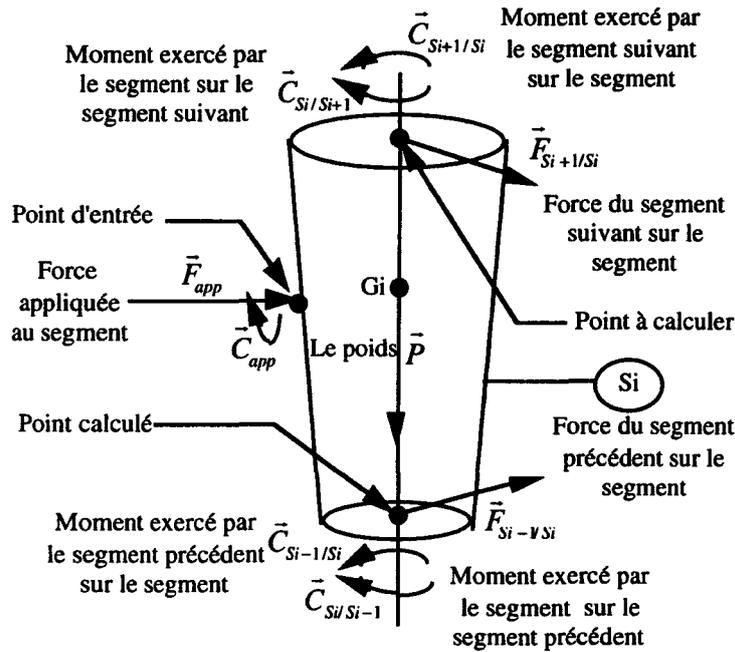


Figure II.15 : Exemple de forces et de moments exercés sur un segment corporel S_i

Le calcul des couples articulaires repose sur le principe d'Euler à savoir :

$$\sum \bar{M}t_{P_i}[\bar{F}_{ext}] / R + \sum \bar{C}_{P_{i,ext}} / R = \frac{d\bar{\sigma}_{P_i}}{dt} / R \quad (6)$$

La somme au point P_i des moments des forces extérieures appliquées sur un segment plus la somme des couples extérieurs appliqués au segment sont égales à la dérivée temporelle du moment cinétique au point P_i , toutes ces entités étant exprimées dans un même repère global R . Dans la suite de cet exposé le repère R sera le repère global (x, y, z) et R' le repère local à chaque segment décrit précédemment.

Si l'on identifie les moments et les couples exercés sur un segment au point P_i , trois types de moments et de couples se dégagent (figure II.15) :

- $\bar{M}t_{P_i}[\bar{F}_{S_k/S_i}]$ et \bar{C}_{S_k/S_i} respectivement les moments des forces et les couples qu'exercent les segments adjacents sur le segment (S_i),
- $\bar{M}t_{P_i}[\bar{F}_{k,app/S_i}]$ et $\bar{C}_{k,app/S_i}$ respectivement les moments des forces $\bar{F}_{k,app/S_i}$ et les couples appliqués au segment S_i ,
- $\bar{M}t_{P_i}[\bar{P}]$ le moment dû au poids du segment.

Ainsi, l'équation (6) devient :

$$\sum \bar{M}t_{P_i}[\bar{F}_{S_k/S_i}] + \sum \bar{C}_{S_k/S_i} + \sum \bar{M}t_{P_i}[\bar{F}_{k,app/S_i}] + \sum \bar{C}_{k,app/S_i} + \bar{M}t_{P_i}[\bar{P}] = \frac{d\bar{\sigma}_{P_i}}{dt} \quad (7)$$

Pour qu'un calcul de couple articulaire puisse être exécuté en un point du segment (point à calculer), il faut d'une part que toutes les autres forces et couples appliqués au segment composant le terme de gauche de l'égalité (7) soient connus:

- les forces et les couples s'appliquant aux points d'entrée,
- les forces et les couples s'appliquant aux points déjà calculés,
- la force s'appliquant aux points à calculer,

- la force s'appliquant au centre de gravité : le poids du segment,
et d'autre part calculer la dérivée du moment cinétique au point Pi dans le repère R
($\frac{d\vec{\sigma}_{Pi}}{dt} / R$).

Les forces et les couples s'appliquant au point d'entrée sont fournis par des capteurs. Ce sont les forces et les couples qu'exerce l'environnement sur le segment. Les forces et les couples s'appliquant aux points dit "calculés" sont supposés connus. Comme l'a mis en évidence le §II.3.4.3 sur le calcul des forces, les calculs s'organisent, des segments pour lesquels les forces et les couples sont connus vers ceux pour lesquels ils sont inconnus, en avançant successivement le long des chaînes segmentaires. La force articulaire s'exerçant au niveau du point à calculer devant être connue, les calculs de couple articulaire seront précédés des calculs de force articulaire. Le poids du segment est calculé à partir de la masse du segment fournie par le modèle anthropométrique et la valeur de la gravité. La position du centre de gravité est fournie par le modèle anthropométrique.

Le calcul de la dérivée du moment cinétique s'effectue en plusieurs étapes. Tout d'abord $\sigma_G / R = J\omega$: Le moment cinétique σ en G (centre de gravité du segment) exprimé dans R est égal à J la matrice d'inertie du segment exprimée dans le repère global R (x, y,z) en G multipliée par ω , le vecteur vitesse angulaire du repère R' (ϵ, η, ξ) lié au segment exprimé dans R. La dérivée temporelle de σ_G / R est égale à :

$$\frac{d\vec{\sigma}_G}{dt} / R = \frac{dJ\vec{\omega}}{dt} = J\dot{\vec{\omega}} + \vec{\omega} \wedge J\vec{\omega} \quad (8)$$

Le modèle anthropométrique ne fournit pas J mais J' la matrice principale d'inertie en G exprimée dans R' (voir §II.3.3.3). J sera obtenu par la transformation (9).

$$J = AJ' A^T \quad (9) \quad \text{avec} \quad J' = \begin{bmatrix} I_{\epsilon\epsilon} & 0 & 0 \\ 0 & I_{\eta\eta} & 0 \\ 0 & 0 & I_{\xi\xi} \end{bmatrix}$$

où A est la matrice de passage du repère R' à R calculée à chaque instant par le module calculant l'orientation spatiale des segments (voir §II.3.4.2). Ce même module fournira $\vec{\omega}$ et $\dot{\vec{\omega}}$ pour l'équation (8).

L'équation (6) écrite en G devient :

$$\sum \vec{M}t_G [\vec{F}_{ext}] / R + \sum \vec{C}_G / R = \frac{d\vec{\sigma}_G}{dt} / R = J\dot{\vec{\omega}} + \vec{\omega} \wedge J\vec{\omega} \quad (10)$$

Si on écrit l'équation (10) au point Pi en utilisant le théorème de transport des moments, on obtient :

$$\sum \vec{M}t_{Pi} [\vec{F}_{ext}] / R + \sum \vec{C}_{Pi} / R = \frac{d\vec{\sigma}_{Pi}}{dt} / R = \frac{d\vec{\sigma}_G}{dt} / R + \vec{P}_i G \wedge \sum \vec{F}_{ext} \quad (11)$$

Ou :

$$\sum \vec{M}t_{Pi} [\vec{F}_{ext}] / R + \sum \vec{C}_{Pi} / R = J\dot{\vec{\omega}} + \vec{\omega} \wedge J\vec{\omega} + \vec{P}_i G \wedge \sum \vec{F}_{ext} \quad (12)$$

A partir des équations (7) et (11), on peut alors écrire l'équation détaillée du mouvement de rotation en un point Pi quelconque du segment dans le repère global R.

$$\sum \bar{M}t_{Pi} [\bar{F}_{Sk/Si}] + \sum \bar{C}_{Sk/Si} + \sum \bar{M}t_{Pi} [\bar{F}_{k_{app}/Si}] + \sum \bar{C}_{k_{app}/Si} + \bar{M}t_{Pi} [\bar{P}] = J\dot{\bar{\omega}} + \bar{\omega} \wedge J\bar{\omega} + \bar{P}_i G \wedge \sum \bar{F}_{ext}$$

(13)

A partir de cette équation, le couple à calculer est isolé. Ce couple représente le couple qu'exerce le segment adjacent sur le segment au niveau du point à calculer. C'est ce couple, mais en sens opposé, qui sera utilisé pour le calcul lié au segment suivant dans la chaîne segmentaire, compte tenu des propriétés des articulations développées au début du §II.3.4.3.

II.3.4.5.L'organisation des calculs :

L'organisation des calculs est laissée à l'utilisateur qui doit déterminer l'ordre dans lequel les calculs doivent être effectués le long des chaînes segmentaires. L'organisation des calculs s'exprime dans le modèle géométrique où l'utilisateur décrit en déclarant les points à calculer l'ordre dans lequel ceux-ci vont être calculés et à quel segment ils sont rattachés. Ainsi à chaque point à calculer, sont associés les données géométriques et inertielles nécessaires aux calculs des forces et des couples articulaires. Comme l'a mis en évidence le paragraphe sur le calcul des couples articulaires, les forces articulaires sont nécessaires au calcul des couples. Ainsi, le calcul des couples articulaires est précédé par le calcul des forces articulaires.

Dans le cadre de l'étude sur la marche pathologique, les calculs sont effectués pour un pas. Ils s'organisent de l'extrémité vers la racine des membres inférieurs. Les points à calculer sont situés au centre articulaire de la cheville, du genou et de la hanche. Successivement, les calculs sont effectués sur les membres inférieurs droit puis gauche en respectant l'ordre adopté pour décrire les points à calculer. Les premières valeurs calculées sont donc les composantes de la force articulaire au niveau de la cheville. En effet, les forces appliquées sur le pied hormis cette dernière sont connues, les sujets évoluant sur des plateformes de force pendant leur test. Ces dernières renseignent sur la réaction du sol lorsque le pied est en contact avec celui-ci, sinon le pied est dans sa phase oscillante et les réactions du sol sont nulles. Connaissant la force exercée sur la cheville, il est alors possible de calculer celle au niveau du genou puis en appliquant le même procédé, la force s'exerçant sur la hanche. Lorsque ces forces sont connues, le calcul des couples peut commencer en utilisant les mêmes principes.

II.4.LES PROBLEMES DE PRECISION :

Les problèmes de précision que pose l'évaluation des forces et des couples articulaires ont deux origines : d'une part les approximations de la modélisation inertielle et géométrique et d'autre part la précision des mesures cinématiques, dynamiques et les techniques de calculs.

II.4.1.Les approximations inertielles :

Les approximations anthropométriques peuvent avoir des origines différentes dont la source se trouve principalement dans les techniques mises en œuvre pour les obtenir ou pour les résumer. Les résultats des études sur le cadavre sont souvent donnés sous la forme de pourcentages /BRAUNE 87/, /DEMPSTER 55/, /WINTER 79/ qui sont le résultat de moyennes obtenues sur un nombre de cadavre limité. /BRAUNE 95/ (3 cadavres),

/DEMPSTER 55/ (5 cadavres), Clauser (13 cadavres). Quant à /WINTER 79/, il présente une synthèse des résultats précédents et le calcul des caractéristiques de masse et d'inertie de certaines parties du corps évaluées à partir des données venant des auteurs précédents. Ces moyennes doivent être considérées comme des approximations car comme le souligne /ZATSIORSKY 83/, les caractéristiques de masse et d'inertie sont significativement différentes d'un individu à l'autre. C'est pourquoi /HANAVAN 64/, /HATZE 80/, /ZATSIORSKY 83/, /JENSEN 89/, /SCHNEIDER 92/ présentent les résultats de leurs études sous la forme d'équations obtenues à partir de régressions linéaires dont les paramètres sont les paramètres anthropométriques du sujet et/ou son âge.

Quant à /HANAVAN 64/, il modélise les segments corporels par des solides de révolution. Ceci conduit à deux constatations. D'une part, la modélisation des membres inférieurs est réalisée avec des cônes tronqués. Par conséquent, les deux axes d'inertie du plan transverse au segment ont un même moment d'inertie par construction géométrique. D'autre part, comme pour les auteurs précédents, les caractéristiques inertielles des segments sont figées au cours du temps puisque ceux-ci sont supposés solides. Cette approximation peut se révéler inadaptée pour les patients possédant des volumes segmentaires importants dus à une hypertrophie musculaire ou à une obésité ou lors d'accélération (études aéronautiques) et de décélérations (études sur des chocs) importantes pendant lesquelles les masses musculaires subissent de grandes déformations plastiques.

La modélisation de /HANAVAN 64/ a été préférée à celle de /ZATSIORSKY 83/ bien qu'elle porte sur 100 personnes vivantes pour plusieurs raisons : premièrement, sa simplicité de mise en œuvre; deuxièmement, l'évaluation de /KOOZEKANAMI 85/ des modélisations de Braune et Fisher, de Contini et d'Hanavan, a mis en évidence que cette dernière était bien adaptée à l'étude des mouvements ; enfin troisièmement, /DE LEVA 93/ souligne que Zatsiorsky n'utilise pas les centres articulaires pour définir les limites de segments.

II.4.2.La précision des mesures cinématiques :

La précision des mesures cinématiques est essentielle car elles représentent la majorité des entrées du modèle. Ce sont les positions tridimensionnelles des différents points décrivant la structure géométrique. De leur précision dépend en grande partie la précision des sorties du modèle. D'autant que les calculs de dérivation numérique qui interviennent dans la détermination de l'accélération du centre de gravité pour le calcul des forces et dans la détermination de la vitesse et de l'accélération angulaire pour le calcul des couples, contribuent à amplifier le bruit dont l'origine est la numérisation de la position des marqueurs dans chaque image qu'elle soit manuelle ou automatisée. Pour pallier, au bruit existant sur ces coordonnées /ALLARD 90/ présente les principales méthodes de filtrages et de lissages qui sont envisageables pour réaliser ces deux opérations.

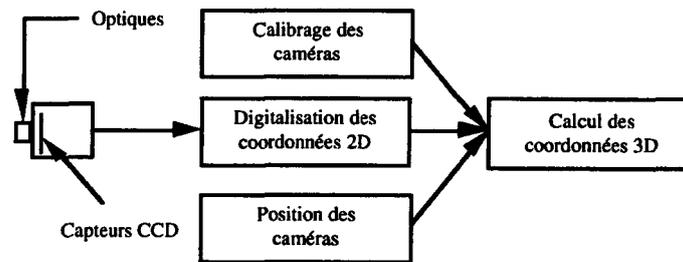


Figure II.16 : Les facteurs influençant la précision des données cinématiques.

Les facteurs déterminant la précision des coordonnées bidimensionnelles d'un marqueur dans une image sont au nombre de quatre : la qualité des optiques, la résolution du capteur CCD et sa sensibilité. Cette dernière détermine ses vitesses maximales d'obturation qui elles mêmes définissent sa capacité à figer les images durant les mouvements rapides, évitant ainsi les effets de traîne. Et enfin, la qualité de la digitalisation, à savoir la précision de l'opérateur si celle-ci est manuelle ou l'aptitude de la technique de digitalisation mise en œuvre pour trouver le centre du marqueur si celle-ci est automatisée. La précision des calculs des coordonnées tridimensionnelles est, quant à elle, influencée par la qualité de la calibration des caméras et par leur disposition.

Pour la quantification de la précision (0,1%) du système utilisé pour l'étude de la marche pathologique se référer au chapitre III, §III.2.1.3 : Evaluation de la précision du système S.A.G.A.3.

II.4.3. Les approximations sur la localisation des centres articulaires :

Les approximations sur la position des centres articulaires ont trois origines. La première est liée à la capacité de l'expérimentateur à repérer correctement les points anatomiques définissant la structure corporelle. La seconde est le processus d'obtention des coordonnées tridimensionnelles exposé précédemment. La troisième vient du fait que les marqueurs utilisés pour repérer les points caractérisant la structure corporelle sont fixés sur la peau. Or, durant les mouvements, celle-ci se déplace par rapport aux structures osseuses internes. Cet effet peut être amplifié au niveau des parties charnues des segments par le mouvement des masses musculaires et graisseuses par rapport à la structure squelettique. A titre d'exemple, la figure II.17 présente la variation de la distance entre les marqueurs de la hanche et du genou chez une jeune femme pendant un test de marche réalisé pour évaluer sa rééducation.

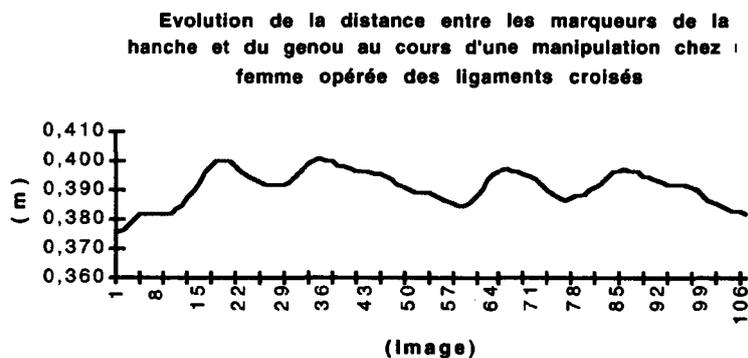


Figure II.17: Mise en évidence des erreurs dues à la précision du système d'acquisition et aux mouvements de peau.

| | |
|-----------|---------|
| Min | 0,373 m |
| Max | 0,400 m |
| Moyenne | 0,390 m |
| Max - Min | 0,027 m |

Tableau II.18 : Caractéristiques de la distance séparant la hanche du genou.

Comme le met en évidence le tableau II.18, l'ensemble des erreurs dues aux systèmes d'acquisition et aux mouvements de masses molles conduit à une imprécision de 6,9% sur la distance Hanche Genou. On ne peut alors que constater que la longueur d'un segment supposé solide varie au cours de la marche.

Pour pallier les approximations sur la localisation des centres de rotations, /CHEZE 93c/ organise ses expérimentations en deux temps. Tout d'abord, une acquisition est réalisée, le sujet étant immobile et équipé de marqueurs dits "anatomiques" et "techniques", suivie d'une acquisition le sujet réalisant le mouvement équipé uniquement des marqueurs dit "techniques". Les marqueurs dits "anatomiques" permettent de définir des axes de rotation liés à l'anatomie du segment mais peu visibles par les caméras et souvent mal adaptés aux contraintes des mouvements, ils sont ôtés pendant l'exécution de ces derniers. Durant la première acquisition, des identifications sont réalisées afin de déterminer les matrices de passage entre les repères dits "techniques" et les repères dits "anatomiques" afin de bénéficier de leurs fonctionnalités. Enfin, un modèle additionnel des os permet à partir des repères dits "anatomiques" de déterminer la position des centres de rotation des os.

Enfin, pour pallier la déformation des segments due aux erreurs cumulées mises en évidence précédemment, /CHEZE 93c/ a développé un procédé de solidification des segments dont "le but est de remplacer les trajectoires individuelles des marqueurs par des trajectoires compatibles avec l'état solide supposé de chaque segment". Ce procédé s'appuie sur la notion de la reconnaissance de forme, dans le cas présent un triangle. Sur chacun des segments les marqueurs techniques forment un triangle. La déformée de ce triangle est étudiée pour l'ensemble des images formant l'acquisition. Un triangle moyen est dégagé. Le triangle moyen est alors confronté aux triangles réels. Pour chacun des triangles réels, l'angle le moins perturbé est recherché. Le triangle moyen est alors recalé par rapport au triangle réel en utilisant cette dernière information et les coordonnées du triangle moyen sont alors substituées à celles du triangle réel.

Les résultats de cette recherche n'étant pas connus lors de la réalisation de nos expérimentations, celles-ci n'ont malheureusement pas pu en bénéficier.

II.4.4. Les problèmes liés à la dérivation /THEODOR 92/ :

L'opération de dérivation est au centre des algorithmes de calcul des forces et des moments. En effet, elle permet sous différentes modalités le calcul des accélérations linéaires et angulaires. Il est donc particulièrement important de la soigner d'autant que son calcul n'est pas sans poser de problème.

Le dilemme qu'engendre l'opération de dérivation numérique peut être mis en évidence en réécrivant l'approximation bien connue à l'ordre 3 de l'expression de la dérivée en un point x_0 . Celle-ci est construite en utilisant la formule de Taylor (1) :

$$f(x_0 + h) = f(x_0) + h \cdot f'(x_0) + \frac{h^2}{2!} f''(x_0) + \dots + \frac{h^n}{n!} f^{(n)}(x_0) + h^n \varepsilon(n) \quad (1)$$

On limite l'équation (1) à l'ordre 3 :

$$f(x_0 + h) = f(x_0) + h \cdot f'(x_0) + \frac{h^2}{2!} f''(x_0) + \frac{h^3}{3!} f'''(\xi) \quad (2)$$

On peut alors déterminer $f(x_0 - h)$ le soustraire à $f(x_0 + h)$ et on obtient en posant $f(x_0 + h) = f(x_1)$ et $f(x_0 - h) = f(x_{-1})$:

$$f'(x_0) = \frac{-f(x_{-1}) + f(x_1)}{2h} - \frac{h^2}{6} f'''(\xi) \quad (3)$$

Si on néglige le terme $\frac{h^2}{6} f'''(\xi)$ (4) on obtient alors l'approximation linéaire classique de la dérivée d'une fonction f en x_0 .

$$f'(x_0) \approx \frac{-f(x_{-1}) + f(x_1)}{2h} \quad (5)$$

On peut alors tenter d'évaluer les conséquences d'une erreur de mesure sur la dérivation, en la majorant.

$$\left| \frac{(-f(x_{-1}) + \varepsilon_1) + (f(x_1) + \varepsilon_2) - (-f(x_{-1}) + f(x_1))}{2h} \right| \leq \frac{2 \cdot \max(|\varepsilon_1|, |\varepsilon_2|)}{2h} \leq \frac{\varepsilon}{h} \quad (6)$$

On arrive donc à la constatation que pour minimiser l'erreur sur $\frac{h^2}{6} f'''(\xi)$, h doit être le plus petit possible, mais a contrario ceci contribue à amplifier les erreurs de mesure, en effet le terme $\frac{\varepsilon}{h}$ qui les majore devient alors grand.

Ceci étant mis en évidence, il apparaît que d'autres techniques doivent être mises en œuvre pour obtenir des dérivées moins bruitées. L'idée directrice est d'approcher la courbe que forment les valeurs discrètes issues du système de mesure par une fonction dont on connaît la dérivée. Plusieurs techniques sont décrites dans la littérature pour approcher les courbes discrètes par des polynômes dont il est facile de calculer la dérivée formelle. Deux approches peuvent alors être envisagées : les polynômes d'interpolation et les polynômes issus d'une approximation.

Les techniques d'interpolation ont un défaut majeur. Par construction, elles imposent aux polynômes de passer par les points de mesure, ce qui ne permet en aucun cas de limiter les effets dus aux erreurs de mesure. Si l'on utilise la technique des polynômes de Lagrange, on obtient des formules centrées (7) pour un ordre 2 sur lesquelles, il est possible de mener les mêmes raisonnements que précédemment. De plus, avec cette méthode lorsque l'on veut augmenter le nombre de points d'interpolation le degré du polynôme croît d'autant. Ceci a pour conséquence de faire "osciller" le polynôme autour des points de mesure.

$$f'(x_0) = \frac{1}{12h} [f(x_{-2}) - 8f(x_{-1}) + 8f(x_1) - f(x_2)] + \frac{h^4}{30} f^{(5)}(\xi) \quad (7)$$

Les méthodes d'approximations ont été préférées aux méthodes d'interpolations parce qu'elles permettent d'approcher au mieux la courbe discrète avec un critère. La technique choisie est l'approximation polynômiale locale par la méthode des moindres carrés. Elle consiste pour les différents points de la courbe à calculer le polynôme de degré d sur n points par la méthode des moindres carrés centrés sur le point dont on cherche la dérivée. Néanmoins, cette technique n'est pas idéale. En effet, le calcul d'un polynôme de degré d nécessite au minimum $d+1$ points. Ainsi, pour les $E\left[\frac{p+1}{2}\right]$ premiers et derniers points de la courbe, les polynômes utilisés pour calculer la dérivée en ces points sont les mêmes puisqu'il est impossible de centrer les polynômes sur ces points. Pour ces derniers, l'approximation est moins bonne ce qui génère des effets de bord sous la forme de divergences qui peuvent être importantes. Enfin, comme pour l'interpolation si le degré du polynôme devient important (>4) ceci engendre des "oscillations" qui dégradent la dérivée et engendrent des effets de bord importants.

II.4.5. La propagation des erreurs :

Les erreurs exposées précédemment sont inhérentes à toute modélisation biomécanique qui vise à calculer la dynamique du corps humain. Chacune de ces erreurs vient perturber les calculs sur un segment. Or compte tenu de la nature itérative des calculs qui s'effectuent des extrémités des membres vers leurs racines, ces erreurs se propagent le long de la chaîne segmentaire. Il est donc essentiel d'en limiter l'influence à chacun des niveaux. C'est pourquoi, le modèle a été doté d'un module de lissage polynômial utilisant la même technique que le module de dérivation et qui est destiné à lisser les forces et les couples au niveau de chaque articulation afin de limiter la propagation des erreurs.

II.4.6. Conclusion sur les problèmes de précision :

Les paragraphes précédents ont mis en évidence un ensemble de problèmes qui contribuent à dégrader la précision du modèle. Néanmoins, les choix qui ont été réalisés tentent à leur niveau de limiter l'influence de ces différents facteurs. Dans la suite de ce chapitre, une évaluation de la sensibilité du modèle à ses entrées et à ses paramètres est proposée, elle permet d'en mesurer ses performances et ses limites.

II.5. ÉVALUATION DE LA SENSIBILITÉ DU MODÈLE À SES ENTRÉES ET À SES PARAMÈTRES:

Ce paragraphe a pour objet l'évaluation de la sensibilité du modèle vis à vis d'une part, des approximations inhérentes à son élaboration et d'autre part, des erreurs de mesure et de calcul qui peuvent entacher les données qu'il utilise. L'évaluation du modèle repose sur une simulation du mouvement, par le biais de la dynamique directe, d'une structure mécanique connue. En effet, dans notre cas, le principe classique d'évaluation des modèles utilisé en automatique (voir figure II.19) ne peut être directement appliqué car les sorties du processus, ici l'Homme, ne sont pas mesurables. Ainsi, l'évaluation va consister à perturber les paramètres inertiels, les forces et les couples externes appliqués à la structure ainsi que les données

cinématiques des points définissant géométriquement la structure, en tenant compte de leurs erreurs de mesure respectives.

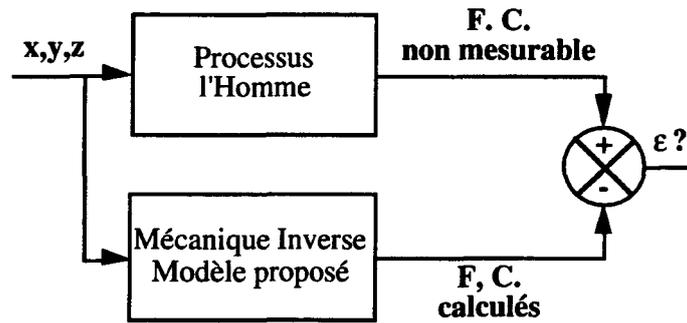


Figure II.19 : Principe de l'évaluation des modèles en automatique.

II.5.1. Présentation de la simulation :

Celle-ci consiste à animer la structure mécanique articulée décrite par la figure II.20. Son mouvement est obtenu en appliquant d'une part, des couples connus et constants selon l'axe x au niveau de chacune des articulations réunissant deux barres et d'autre part, un torseur dynamique connu à sa base. Cette structure articulée est composée de sept barres (cylindre) ayant les mêmes caractéristiques de masse (5kg) et de longueur (1m).

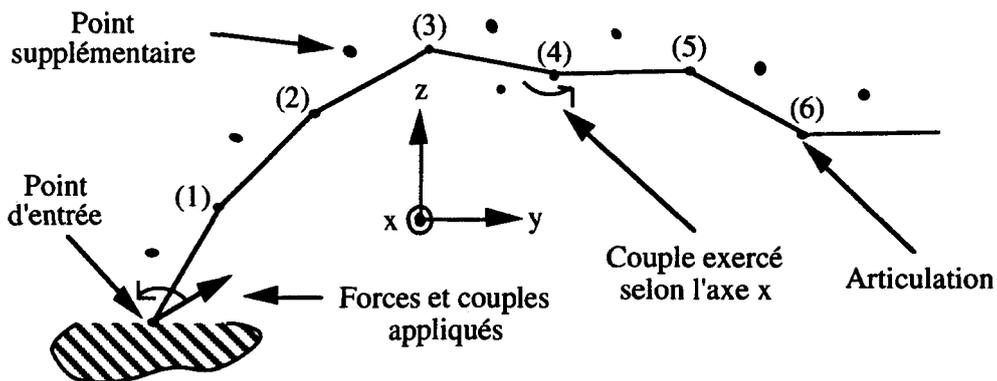


Figure II.20 : Description du système utilisé pour la validation numérique.

Les positions tridimensionnelles des points définissant les différentes barres sont calculées à partir du logiciel ADAMS par le biais d'un modèle dynamique directe. Les positions sont calculées toutes les 0,02 seconde pour se placer dans les mêmes conditions fréquentielles que l'acquisition réelle (50Hz). Les positions de ces points sont placées en entrées du modèle présenté au §II.3 de ce mémoire, les couples articulaires sont alors recalculés et comparés aux couples articulaires connus (figure II.21).

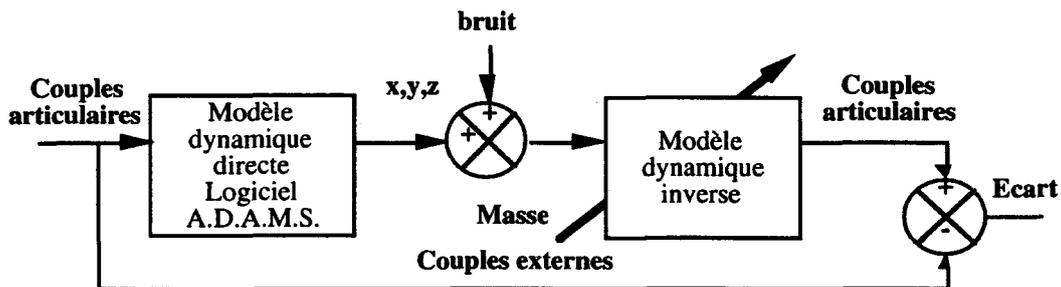


Figure II.21 : Démarche adoptée pour la validation du modèle.

L'erreur au niveau d'une articulation entre le couple connu constant et le couple recalculé est alors évaluée à partir de l'équation (1).

$$Erreur = \frac{Max|Cx_{Connu} - Cx(t)_{recalculé}|_{t=0}^{FM}}{Cx_{Connu}} \quad (1)$$

avec FM : date de fin de mouvement.

II.5.2.Evaluation de l'influence des approximations, des erreurs de mesure et de calcul sur le modèle :

Cette partie va s'attacher à préciser la portée des différentes approximations et des erreurs de mesures et de calcul sur la précision du modèle en perturbant les données numériques issues de la simulation présentée précédemment.

II.5.2.1.L'influence de l'opération dérivée :

L'influence de l'opération de dérivation sur le résultat final est sans doute la plus difficile à déterminer puisque comme l'a mis en évidence le §II.4.4, celle-ci est très délicate à mettre en œuvre. En effet, il n'existe pas (à ma connaissance) de critère mathématique permettant de définir a priori, à partir d'un ensemble de points connus, le degré et le nombre de points de calcul optimum, pour construire les polynômes minimisant les erreurs de dérivation. La démarche utilisée est donc empirique et consiste à évaluer la combinaison des polynômes de dérivation et de lissage qui conduisent à l'erreur la plus faible sur les couples calculés. La combinaison obtenue est la suivante : des polynômes de degré 3 déterminés sur 7 points pour les polynômes de lissage et de dérivation. Dans ces conditions, les erreurs de calcul sur les couples sont résumés dans le tableau II.22.

| Articulation n°1 | Articulation n°2 | Articulation n°3 | Articulation n°4 |
|------------------|------------------|------------------|------------------|
| 0,23 % | 1,7% | 9,8% | 114% |

Tableau II.22 : Erreurs sur les couples recalculés au niveau des articulations 1 à 4 exprimées sous la forme d'un pourcentage.

Ce tableau met en évidence deux phénomènes. Premièrement, la propagation et l'amplification des erreurs dues à la nature itérative de la méthode de calcul. Deuxièmement, une dégradation artificielle de la précision dont l'origine prévisible réside dans les effets de bord. Compte tenu de la technique de dérivation, ceux-ci sont inévitables. Néanmoins, on peut y pallier facilement, car il est possible de déterminer la zone dans laquelle ils interviennent. Dans notre cas, le polynôme est calculé sur 7 points, par conséquent les 3 premiers et les 3 derniers points de chaque courbe dérivée sont entachés d'erreurs de calcul importantes. Le tableau II.22 présente une synthèse des erreurs au niveau des articulations 1 à 4, en excluant du calcul de l'erreur les 3 premiers et derniers points des courbes des couples.

| Articulation n°1 | Articulation n°2 | Articulation n°3 | Articulation n°4 |
|------------------|------------------|------------------|------------------|
| 0,23 % | 1,6% | 6% | 18% |

Tableau II.23 : Erreurs sur les couples recalculés pour les articulations 1 à 4 exprimées sous la forme d'un pourcentage en ne tenant pas compte des 3 premiers et derniers points de calcul.

Le tableau II.23 présente les résultats jusqu'à l'articulation numéro 4. En effet au delà, la dégradation de la précision devient alors trop sensible. Dans la pratique, ce dernier tableau met en évidence que l'on ne peut utiliser ce type de modèle au delà de la troisième articulation. (Dans le cadre de cette étude ceci est acceptable car la troisième articulation correspond à la hanche.)

Dans la suite des tests, cette configuration est prise comme référence. Une à une, les masses des segments, l'intensité des forces et des couples appliqués (aux points d'entrée) ainsi que les coordonnées tridimensionnelles sont perturbées de façon à simuler les erreurs qui peuvent les entacher.

II.5.2.2.L'influence de la méconnaissance de la masse des segments :

L'influence de la masse sur les calculs des couples est évaluée en minorant de 20 et 10% puis en majorant de 10 et 20% la masse de chacune des barres (voir tableau II.24).

| Masse | Articulation n°1 | Articulation n°2 | Articulation n°3 |
|-------|------------------|------------------|------------------|
| -20% | 0,53% | 2,9% | 6,8% |
| -10% | 0,33% | 2,2% | 5,6% |
| +10% | 0,25% | 1,3% | 6,6% |
| +20% | 0,41% | 1,5% | 8% |

Tableau II.24 : Influence d'une sous / sur-évaluation des masses des segments sur la valeur des couples recalculés.

Ce tableau met en évidence des phénomènes de compensation (-10% articulation n°3) mais plus globalement une dégradation sensible des performances du modèle liée aux approximations sur les masses. Compte tenu des modèles anthropométriques à notre disposition, des erreurs de cette nature doivent être envisagées.

II.5.2.3.L'influence des erreurs de mesure des forces et des couples appliqués :

Pour évaluer les erreurs d'hystérésis et de décalage qui peuvent perturber les mesures des forces et des couples exercés par les membres inférieurs sur le sol, ceux-ci sont minorés de 20 et 10% puis majorés de 10 puis 20 %.

| Torseur appliqué | Articulation n°1 | Articulation n°2 | Articulation n°3 |
|------------------|------------------|------------------|------------------|
| -20% | 0,4% | 1,3% | 7,1% |
| -10% | 0,24% | 1,2% | 6,04% |
| +10% | 0,35% | 2,3% | 6,2% |
| +20% | 0,56% | 3,2% | 7,5% |

Tableau II.25 : Influence d'une sous / sur-évaluation des torseurs appliqués sur la valeur des couples recalculés.

Une augmentation sensible de l'erreur commise est observée et est directement liée au pourcentage de l'erreur de mesure sur les forces et les couples. Compte tenu des plateformes de force se trouvant sur le marché, les erreurs simulées sont très importantes et la probabilité de les rencontrer dans le cadre de l'étude de la marche est faible. Néanmoins, elles doivent être considérées car dans des activités physiques comme le saut, impliquant des percussions, la bande passante des plateformes peut vite se révéler insuffisante et engendrer de telles erreurs.

II.5.2.4.L'influence des erreurs de mesure des entrées cinématiques :

Les erreurs sur les mesures cinématiques sont simulées en ajoutant aux coordonnées tridimensionnelles de chacun des points un bruit blanc dont l'amplitude est bornée par un multiple de l'erreur de mesure typique des systèmes d'analyse gestuelle qui est de 0,1% du champ de mesure. Compte tenu de la configuration du système testé, le champ nécessaire à l'étude de son évolution est de 4m*4m. Les erreurs envisagées sont une fois, une fois et demie et deux fois l'erreur de mesure.

| Erreur de mesure | Articulation n°1 | Articulation n°2 | Articulation n°3 |
|------------------|------------------|------------------|------------------|
| +/- 0,002 m | 0,7 % | 1,4 % | 4,9 % |
| +/- 0,003 m | 0,6 % | 4,4 % | 10,2 % |
| +/- 0,004 m | 0,9 % | 6,3 % | 16,1 % |

Tableau II.26 : Influence des erreurs de mesure cinématique sur la valeur des couples recalculés.

Comme cela était prévisible la précision du modèle est très sensible aux erreurs de mesure sur les données cinématiques. En effet, ce sont principalement ces données que traite le module de dérivation, qui est particulièrement sensible aux bruits sur les mesures, comme les paragraphes précédents l'ont mis en évidence. Néanmoins, il est à noter que le comportement du module de calcul est correct par rapport aux erreurs de mesures typiques des systèmes d'analyse gestuelle mettant ainsi en évidence l'intérêt des techniques de dérivation mises en œuvre.

II.5.2.5.L'influence du cumul des approximations et des erreurs de mesure :

Les approximations et les erreurs prises en compte pour l'évaluation du cumul de ces dernières correspondent à des valeurs réalistes que l'on peut observer lors de manipulations sur la marche pathologique, hormis pour les forces et les couples appliqués pour lesquels l'imprécision est importante. L'erreur sur les données cinématiques correspond à la précision du système d'analyse gestuelle. La masse des barres constituant la structure articulée est supposée être évaluée à plus ou moins 10%. Enfin, les forces et les couples appliqués à la structure sont entachés artificiellement d'une erreur de 10%.

| Erreur de mesure | Articulation n°1 | Articulation n°2 | Articulation n°3 |
|-------------------------|------------------|------------------|------------------|
| +/- E, -10% M, -10% FCA | 0,7 % | 1,3 % | 4,4 % |
| +/- E, +10% M, +10% FCA | 0,9 % | 1,5 % | 5,4 % |

Tableau II.27 : Influence des erreurs de mesure cinématique, inertielle et dynamique sur la valeur des couples recalculés.

avec E : erreur de mesure sur les données cinématiques, M : la masse des barres et FCA : les forces et les couples appliqués.

Les résultats sont cohérents avec les tests précédents. En effet, lors de l'évaluation de l'influence des erreurs de mesure cinématiques, le cas correspondant à l'imprécision typique du système d'analyse gestuelle (+/- 0,002 m) s'est révélé favorable. Ce dernier test souligne encore une fois, la prédominance des données cinématiques sur la précision des résultats du modèle.

II.5.3.Conclusions :

Les tests d'évaluation permettent de quantifier les répercussions des problèmes théoriques mis en évidence dans les paragraphes et le chapitre précédent. Le modèle se révèle sensible à l'ensemble des paramètres mais la combinaison des effets de l'opération de dérivation et des erreurs de mesure sur les données cinématiques se révèle être le facteur principal de la dégradation de sa précision.

II.6.CONCLUSION :

Ce chapitre propose une démarche de modélisation biomécanique de l'homme. Celle-ci doit permettre d'obtenir des informations sur les forces et les moments qui s'exercent sur les articulations durant un mouvement. Elle est basée pour une grande part sur les travaux de /WINTER 79/, /HANAVAN 64/, /DEMPSTER 55/ et étendue aux trois dimensions de l'espace.

Les hypothèses de cette modélisation sont les suivantes. Premièrement, il n'y a aucun frottement au niveau des articulations. Deuxièmement, les forces et les moments calculés sont dus uniquement aux mouvements des segments qui constituent le corps et aux forces et moments extérieurs qui leurs sont appliqués. La modélisation ne peut, dans l'état actuel des travaux, détailler les forces dues aux rappels musculaires ou à l'action conjuguée de muscles agonistes et antagonistes.

Le modèle proposé a été élaboré de façon à s'adapter facilement à une partie importante des problèmes biomécaniques que l'on peut rencontrer dans des domaines aussi divers que la médecine, l'ergonomie ou l'étude des activités physiques. L'adaptabilité de ce modèle réside donc principalement dans la souplesse de ses descriptions géométriques et inertielles.

Les problèmes inhérents à ce type de modélisation ont été mis en évidence et leur influence sur la précision des calculs a été évaluée. L'imprécision des données cinématiques combinée aux erreurs de calculs dues à l'opération de dérivation s'est révélée être le facteur influençant le plus, les résultats du modèle. Ceci a donc permis d'apprécier les limites de cette approche de modélisation et d'envisager d'autres techniques de dérivation et de filtrage plus sophistiquées basées sur les splines, mises en avant par /VAUGHAN 82/, /WOLTRING 89/.

Dans le chapitre suivant, le protocole et le dispositif expérimental sont présentés ainsi que l'ensemble des pré-traitements nécessaires à l'utilisation du modèle et à l'analyse de données sur la marche.

Troisième chapitre

*Les protocoles et dispositifs expérimentaux
et les pré-traitements des données*

Troisième chapitre

Les protocoles et dispositifs expérimentaux et les pré-traitements des données

III.1.INTRODUCTION :

La problématique, qui s'est peu à peu dégagée des études menées sur la marche en collaboration avec les thérapeutes du centre L'ESPOIR de Lille, est l'élaboration d'un outil permettant de fournir des informations quantitatives sur l'évolution de la rééducation d'un patient atteint d'une pathologie dégradant sa marche. La résolution de cette problématique vaste et complexe a été abordée en trois grandes étapes.

Premièrement, pour mener à bien des expérimentations sur le domaine de la marche humaine, il est nécessaire de se doter d'un outil de mesure permettant de quantifier les mouvements humains. Cette constatation a conduit à l'aménagement des fonctionnalités du système S.A.G.A.3 développé au L.A.M.I.H. par /DELACROIX 87/ pour la partie électronique et par /CLOUP 89/ pour la partie logicielle, afin de l'adapter aux besoins de nos interlocuteurs travaillant dans le domaine médical. Cet aménagement a consisté à simplifier l'utilisation matérielle et logicielle du système S.A.G.A.3 et à le doter de moyens de calculs puissants afin d'offrir à l'utilisateur, la possibilité de définir un éventail important de variables lui permettant de qualifier précisément le mouvement étudié. Enfin, une attention particulière a été apportée à l'élaboration des documents nécessaires à l'exploitation médicale des tests en dotant S.A.G.A.3 d'un module performant de génération de fiches de synthèse. Ces dernières peuvent être imprimées sur tous les médias modernes.

Deuxièmement, des expérimentations sur la marche normale ont été menées. Elles ont fait l'objet de la thèse de /LAASSEL 92a/. Celles-ci ont permis d'une part d'adjoindre au système S.A.G.A.3 une plateforme de force permettant de mesurer la dynamique des appuis des mouvements humains et d'autre part de constituer une population de marcheurs dits "normaux". Elles ont ainsi fourni des données expérimentales de référence pour quantifier la marche normale. En particulier, l'analyse des données a mis en évidence que les notions de moyenne et d'écart type n'étaient pas satisfaisantes pour modéliser la marche normale, eu égard aux importantes différences inter-individuelles. C'est ainsi que des méthodes d'analyses multidimensionnelles ont été utilisées et ont permis de mettre en évidence l'existence de trois grandes classes de comportement de marche et d'une faible dissymétrie de la marche normale liée au facteur de latéralité.

Troisièmement, dans le cadre de ce présent mémoire, des expérimentations sur la marche pathologique ont été engagées. Compte tenu du nombre de causes possibles, tant mécaniques que neurologiques à l'origine d'une dégradation de la marche, l'étude devait se focaliser sur l'une d'entre elles. Le phénomène dont l'étude a retenu l'attention des thérapeutes est l'évolution de la rééducation des ligamentoplasties de genou. Une ligamentoplastie de genou est

un acte chirurgical qui tente de pallier les pathologies des ligaments croisés. Ceux-ci situés au centre de l'articulation du genou contribuent à sa stabilité pendant le mouvement.

Cette série d'expérimentations a conduit à utiliser un système S.A.G.A.3 à quatre caméras et à le doter de deux plateformes de force. Cette configuration était nécessaire afin de recueillir en un seul passage les informations cinématiques et dynamiques concernant les deux côtés du corps et ainsi obtenir des informations sur les membres droit et gauche lors d'un même cycle de marche. De plus compte tenu des différents lieux d'expérimentation, un dispositif, "le chemin de marche", a dû être étudié afin de pouvoir réaliser des enregistrements dynamographiques nécessaires à l'analyse de données et à l'exécution des calculs présentés dans le chapitre II. Enfin, des dispositifs appelés "rotateurs externes" ont été mis au point afin de fournir au modèle les informations nécessaires au calcul de rotation des segments corporels.

III.2.LE PROTOCOLE EXPERIMENTAL LIE À L'ETUDE DES LIGAMENTOPLASTIES DE GENOU :

III.2.1 : Les ligamentoplasties :

Les ligaments croisés sont au nombre de deux : le ligament croisé antéro externe et le ligament croisé postéro interne. Ce sont des ligaments intra articulaires. Le premier s'insère en avant des épines tibiales et va rejoindre la face interne du condyle externe. Quant au second, il s'insère en arrière des épines tibiales et sur la face interne du condyle interne.

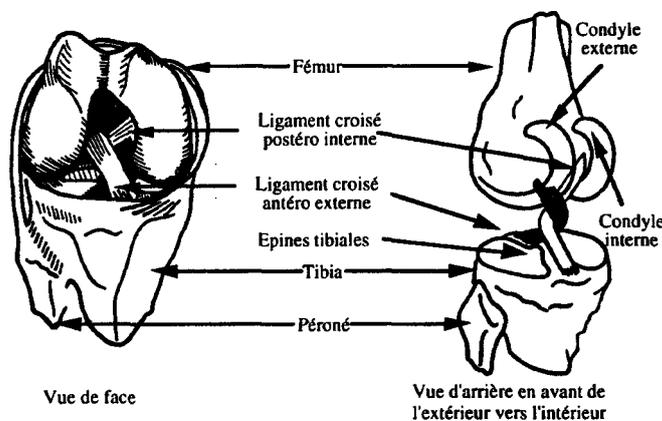


Figure III.1 : Les ligaments croisés.

Les lésions des ligaments croisés sont fréquentes notamment lors de la pratique d'un sport. Elles engendrent des instabilités du genou et doivent être opérées. La technique opératoire utilisée dans notre cas est celle de Clancy /CLANCY 63/ et vise à remplacer le ligament croisé antérieur lequel est le plus souvent lésé.

L'opération réalisée, le patient reste 10 jours à l'hôpital. Il est ensuite transféré dans un centre de rééducation et de réadaptation fonctionnelle qu'il fréquente d'abord en hospitalisation complète puis en hôpital de jour jusqu'à la fin du troisième mois post opératoire. Ensuite, des séances de kinésithérapie "en ville" clôturent une rééducation dont la durée est fonction de chacun. Il est à noter que durant les quatre premières semaines de convalescence, le patient n'a pas le droit à l'appui complet.

III.2.2 : Le protocole :

Le but des expérimentations est la quantification de l'évolution de la rééducation des ligamentoplasties de genou. Le protocole retenu consiste à réaliser pour un patient donné 5 tests à une semaine d'intervalle. Ces tests commencent le premier jour de sa remise à la marche avec appui complet, c'est-à-dire au début de la cinquième semaine post opératoire. Lors de chacun des tests, le patient réalise 3 passages successifs, le plus normalement possible compte tenu de sa pathologie. La durée de suivi de rééducation est fixée à 5 semaines car les thérapeutes estiment que c'est durant cette période que l'évolution du patient est la plus importante.

III.2.3. La population :

La population se décompose en deux grands groupes : les patients et les sujets sains.

Les patients sont au nombre de 5 (3 hommes et 2 femmes). Ils ont tous été opérés d'une ligamentoplastie de genou (L.P.G.), du côté gauche pour les hommes et du côté droit pour les femmes, la technique opératoire utilisée est la même pour tous (voir tableau III.2).

| Code | Sexe | Date du 1er test | Age | Pathologie | Taille (m) | Poids (kg) |
|------|------|------------------|-----|------------|------------|------------|
| AGO | M | 16/4/93 | 47 | L.P.G.G. | 1,72 | 70 |
| HAM | M | 13/4/93 | 45 | L.P.G.G. | 1,8 | 74 |
| MUL | M | 19/4/93 | 23 | L.P.G.G. | 1,92 | 86 |
| PAU | F | 23/4/93 | 28 | L.P.G.D. | 1,71 | 60 |
| TRE | F | 19/4/93 | 31 | L.P.G.D. | 1,66 | 56 |

Tableau III.2 : Résumé des caractéristiques des patients.

Les sujets sains sont aux nombres de 55, 42 issus de la campagne de mesure menée pour la thèse de /LAASSEL 92a/ et 13 issus de la nouvelle série d'expérimentations. Ils sont composés de 19 femmes et 36 hommes. Le tableau III.3 résume leurs caractéristiques.

| | Age | Taille | Poids |
|------------|------|--------|-------|
| Moyenne | 27,2 | 1,73 | 65,5 |
| Ecart Type | 4,8 | 0,10 | 12,8 |
| Minimum | 20 | 1,44 | 41,0 |
| Maximum | 42,0 | 1,97 | 110,0 |

Tableau III.3 : Résumé des caractéristiques de la population de sujets sains

III.3.LE DISPOSITIF EXPERIMENTAL :

Le dispositif de mesure est composé d'un système de mesure optoélectronique, le système d'analyse gestuelle S.A.G.A.3 (Système d'Analyse Gestuelle Automatique en 3 Dimensions). Le S.A.G.A.3 utilisé est équipé de quatre caméras 50Hz, de deux plateformes de force fixées dans un chemin de marche. Les plateformes de force ont été fabriquées au sein de la société Logabex rattachée au groupe Giat Industrie. Le chemin de marche a été conçu par nos soins au L.A.I.H. et les rotateurs externes ont été mis au point en collaboration avec une ergothérapeute de l'hôpital de Valenciennes.

III.3.1.Le système S.A.G.A. 3 :

Le système S.A.G.A.3 est un système modulaire. Il est composé d'un calculateur central, d'une carte d'incrustation graphique, d'une carte de conversion analogique numérique et d'une

ou plusieurs cartes de traitement d'image selon la configuration, chaque carte assurant en temps réel le traitement des images venant de deux caméras 50Hz. La configuration utilisée durant les expérimentations était de quatre caméras.

Le calculateur central gère la communication entre les différents modules et synchronise leurs évolutions. Le module d'incrustation graphique a deux rôles. D'une part, pendant la phase d'acquisition, il affiche en temps réel la position des marqueurs dans chaque image autorisant ainsi le contrôle de l'acquisition pendant son déroulement. D'autre part, pendant la phase d'exploitation des manipulations, il permet la représentation graphique des informations acquises ou déduites sous forme de courbes ou d'animations. Le module de conversion analogique numérique autorise l'acquisition de signaux analogiques externes à des fréquences multiples de la fréquence d'acquisition vidéo.

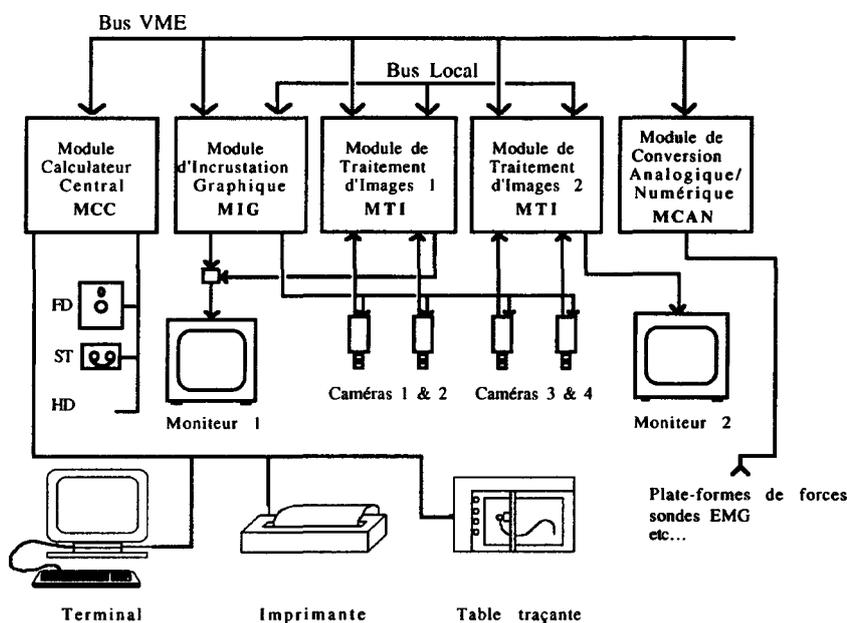


Figure III.4 : Architecture du Système d'Analyse Gestuelle S.A.G.A.3.

Ces signaux sont, dans le cas présent, issus des plateformes de forces acquis à une fréquence de 200Hz ($4 \times 50\text{Hz}$). Enfin, chaque module de traitement d'image détermine en temps réel la position (bidimensionnelle) des marqueurs présents dans l'image et ceci pour deux caméras 50Hz. La gestion par l'utilisateur de ce système est réalisée à partir d'un simple terminal, d'un compatible P.C. ou d'un Macintosh. Les fiches de synthèse de résultats peuvent être imprimées sur des imprimantes classiques ou sur des traceurs HPGL qu'ils soient mécaniques ou lasers.

III.3.1.1. Description du principe du système S.A.G.A.3:

Ce système est basé sur le principe de la stéréovision passive. Ce principe gouverne la vision humaine. En effet, l'image d'un objet permet de déterminer sa position horizontale et verticale mais pas sa profondeur. Ainsi, nos deux yeux délivrent deux images légèrement décalées des objets qui nous permettent d'évaluer leur profondeur.

Les Systèmes d'Analyse Gestuelle (S.A.G.s) sont munis de caméras, les objets étant des marqueurs le plus souvent disposés sur des points anatomiques précis. Pour qu'ils soient facilement identifiables dans l'image, un contraste important entre les marqueurs, qui correspondent à l'information pertinente se trouvant dans l'image et le fond de celle-ci est nécessaire. Le contraste entre le fond de l'image et les marqueurs est créé en utilisant une des propriétés des caméras vidéo qui est leur grande sensibilité aux infra rouges (I.R.s). Par conséquent, deux types de marqueurs sont envisageables. Premièrement, les marqueurs qui émettent de l'I.R., composés le plus souvent de diodes I.R.s, de mise en œuvre complexe (connectique importante), qui les a ainsi condamnées à disparaître. Deuxièmement, les marqueurs dits "passifs" car ils n'émettent pas de lumière mais la réfléchissent. Ce sont des sphères ou des demi-sphères dont la taille, de 1 à 10mm de diamètre, est fonction de la distance d'observation. Elles sont recouvertes de Scotch-Lite, une matière composée de micro billes de verre qui possèdent la propriété de renvoyer la lumière selon une direction identique à celle des rayons incidents. Par conséquent, afin d'augmenter le rendement des marqueurs passifs, le dispositif d'éclairage I.R. doit être placé selon l'axe optique des caméras. Il prend la forme d'un éclairage lenticulaire placé autour de l'objectif ou d'un spot disposé juste au dessus de la caméra.

Les caméras sont synchronisées et ont une fréquence d'acquisition de 50 Hz. Leurs images sont non entrelacées afin d'assurer la stabilité "parfaite" de l'image et d'éviter les problèmes de bruits sur les coordonnées bidimensionnelles des marqueurs ou coordonnées images engendrés par l'entrelacement des trames. Elles sont munies d'un obturateur électronique ou shutter (1/50^{ième} à 1/1000^{ième} de s) leur permettant de figer les mouvements rapides et d'éviter les effets de traîne qui dégradent la précision des coordonnées images des marqueurs. Enfin, les filtres infra rouges qui équipent la majeure partie des caméras vidéo sont ôtés afin d'améliorer le rendement du capteur CCD à ce type de rayonnement et sont remplacés par des filtres coupant la lumière visible permettant ainsi de s'affranchir de nombreux parasites (marqueurs fictifs) et de réaliser des expérimentations dans un environnement lumineux peu contrôlé.

III.3.1.2.L'optimisation des mesures cinématiques :

Afin d'obtenir la précision optimale, le champ des caméras est déterminé de façon à minimiser les zones inutiles dans l'image de chacune des caméras. Ainsi, le champ de chaque caméra est réduit à un pas et demi (voir figure III.5).

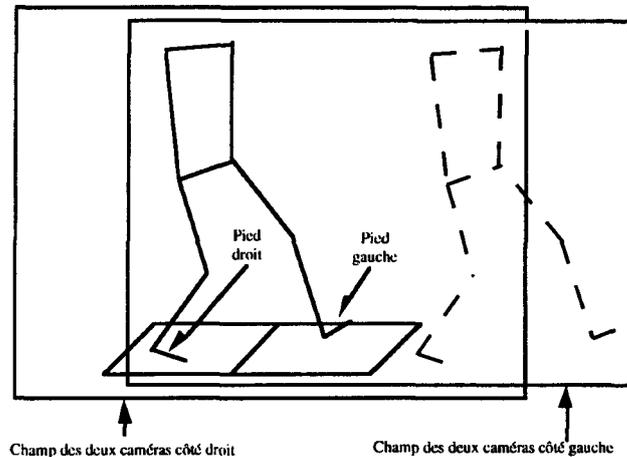


Figure III.5 : Description du champ des caméras

En conséquence, pour respecter le cadrage des caméras, il est demandé aux sujets d'aborder la première plateforme de force du pied droit.

La salle mise à notre disposition par le C.R.F.E. L'ESPOIR étant de taille importante (15*10m), chaque caméra possède suffisamment de recul pour ne pas avoir à recourir à des objectifs grands angles. Ainsi, les objectifs choisis pour leur focale et pour leurs qualités optiques limitent la distorsion de l'image.

III.3.1.3.Evaluation de la précision du système :

Compte tenu de l'exploitation des données dans le modèle dynamique d'une part, et dans l'analyse de données d'autre part, il est important d'évaluer la précision avec laquelle le système fournit les deux grandeurs que sont la distance entre deux points et l'angle entre deux segments. Ces grandeurs sont testées selon deux modes : le mode statique et le mode dynamique.

Pour réaliser les différents tests, le dispositif présenté à la figure III.6 est utilisé. Les enregistrements sont effectués par un S.A.G.A.3 équipé de deux caméras à 50 Hz. Dans le cas des tests en mode statique, on positionne dans le champ des caméras divisé en 5 zones (Haut Gauche: HG, Haut Droit : HD, Bas Gauche : BG, Bas Droit : BD, Milieu : M) un solide plan muni de trois marqueurs formant un triangle rectangle. Dans le cas des tests en mode dynamique, ce même triangle est déplacé dans l'ensemble du champ. La position des caméras et la taille du champ de mesure (3*2,5m) sont comparables à celles utilisées pendant des expérimentations sur la marche. Enfin, les dimensions des différents segments composant le triangle rectangle correspondent à la taille des segments humains à mesurer pendant de telles expérimentations.

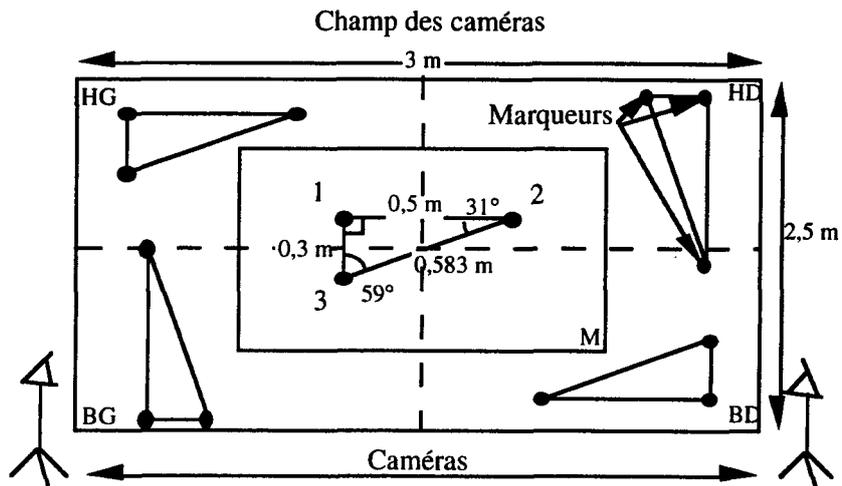


Figure III.6 : Description de la manipulation des tests de précision.

III.3.1.3.1. Résultats des tests en mode statique :

La synthèse des résultats pour les différents tests est présentée à travers le tableau III.7 et III.8 pour les distances et le tableau III.9 pour les angles.

| HG | | | | HD | | | |
|------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|
| (mm) | D-1-2 | D-2-3 | D-3-1 | D-1-2 | D-2-3 | D-3-1 | |
| Moyenne | 503,41 | 584,82 | 292,25 | 500,36 | 581,97 | 296,74 | |
| Ecart Type | 0,29 | 0,39 | 0 | 0,64 | 0,23 | 0 | |
| Min | 503,09 | 584,38 | 292,25 | 499,74 | 581,78 | 296,74 | |
| Max | 503,66 | 585,27 | 292,25 | 501,47 | 582,49 | 296,74 | |
| Max-Min | 0,57 | 0,89 | 0 | 1,73 | 0,71 | 0 | |

| M | | | |
|------------|--------|--------|--------|
| (mm) | D-1-2 | D-2-3 | D-3-1 |
| Moyenne | 503,21 | 583,82 | 297,11 |
| Ecart Type | 0,18 | 0,21 | 0,04 |
| Min | 502,71 | 583,79 | 297,11 |
| Max | 504,36 | 585,28 | 297,37 |
| Max-Min | 1,65 | 1,49 | 0,26 |

| BD | | | | BG | | | |
|------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|
| (mm) | D-1-2 | D-2-3 | D-3-1 | D-1-2 | D-2-3 | D-3-1 | |
| Moyenne | 499,51 | 582,15 | 292,94 | 492,83 | 576,33 | 294,89 | |
| Ecart Type | 0 | 0,15 | 0,08 | 0,05 | 0,69 | 0,3 | |
| Min | 499,49 | 581,78 | 292,75 | 492,58 | 575,94 | 294,41 | |
| Max | 499,51 | 582,31 | 292,97 | 492,84 | 578,61 | 295,49 | |
| Max-Min | 0,01 | 0,53 | 0,23 | 0,26 | 2,67 | 1,08 | |

Tableau III.7 : Résultats des tests sur les distances en mode statique.

La distance moyenne varie selon les zones (de 1,2 cm pour D-1-2, de 0,9 cm pour D-2-3 et de 0,5 cm pour D-1-3, voir aussi tableau III.8). Les écarts types sont toujours plus importants pour D-2-3 qui représente la distance la plus importante, mais proportionnellement on constate que les distances prise sur la verticale ont des écarts types plus faibles. Les écarts entre les minimum et les maximum locaux ne dépassent jamais 2,7 mm. Comme précédemment, les écarts sont significativement plus faibles lorsqu'ils sont pris sur la verticale.

| (mm) | D-1-2 | D-2-3 | D-3-1 |
|-------------------------|--------|--------|--------|
| Min des Min | 492,58 | 575,94 | 292,25 |
| Max de max | 504,36 | 585,28 | 297,37 |
| Max des max-Min des Min | 11,78 | 9,35 | 5,12 |

Tableau III.8 : Synthèse des résultats sur les distances en mode statique.

Le calcul de l'écart du Max des max et du Min des min montre que la dilatation maximale est de 1,2 cm pour la distance D-2-3 prise principalement sur l'horizontale.

L'étude sur les distances montre donc l'existence de distorsion dans le champ de mesure et révèle que dans les plus mauvaises conditions, la dilatation pour les objets en présence, est de 2,4% de la distance mesurée sur l'ensemble du champ des caméras.

| HG | | | | HD | | |
|------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| (degré) | A-1 | A-2 | A-3 | A-1 | A-2 | A-3 |
| Moyenne | 90,62 | 29,98 | 59,4 | 90,05 | 30,66 | 59,29 |
| Ecart Type | 0,03 | 0,02 | 0,01 | 0,11 | 0,01 | 0,11 |
| Min | 90,58 | 29,95 | 59,32 | 89,96 | 30,63 | 59,18 |
| Max | 90,73 | 30 | 59,41 | 90,17 | 30,67 | 59,42 |
| Max-Min | 0,14 | 0,05 | 0,09 | 0,21 | 0,04 | 0,24 |

| M | | | |
|------------|-------|-------|-------|
| (degré) | A-1 | A-2 | A-3 |
| Moyenne | 89,88 | 30,59 | 59,53 |
| Ecart Type | 0,02 | 0,01 | 0,01 |
| Min | 89,87 | 30,51 | 59,44 |
| Max | 89,98 | 30,62 | 59,53 |
| Max-Min | 0,11 | 0,12 | 0,09 |

| BG | | | | BD | | |
|------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| (degré) | A-1 | A-2 | A-3 | A-1 | A-2 | A-3 |
| Moyenne | 90,46 | 30,77 | 58,77 | 90,7 | 30,21 | 59,09 |
| Ecart Type | 0,18 | 0,07 | 0,12 | 0,03 | 0 | 0,03 |
| Min | 90,35 | 30,58 | 58,39 | 90,64 | 30,2 | 59,06 |
| Max | 91,03 | 30,87 | 58,84 | 90,74 | 30,21 | 59,15 |
| Max-Min | 0,68 | 0,29 | 0,45 | 0,1 | 0,01 | 0,09 |

Tableau III.9 : Résultats des tests sur les angles en mode statique.

La valeur des angles moyens pour les trois angles varie de 0,8° sur l'ensemble des zones. Les écarts types sont faibles de l'ordre de 10⁻²° sauf pour une zone où il est de 10⁻¹°. Les écarts entre le minimum et le maximum sont faibles et ne dépassent jamais 0,7°, valeur obtenue pour le plus grand des angles (A-1) et dans les plus mauvaises conditions.

| (degré) | A-1 | A-2 | A-3 |
|-------------------------|-------|-------|-------|
| Min des Min | 89,87 | 29,95 | 58,39 |
| Max de max | 91,03 | 30,87 | 59,53 |
| Max des max-Min des Min | 1,16 | 0,91 | 1,14 |

Tableau III.10 : Synthèse des résultats sur les angles en mode statique.

Le calcul de l'écart du Max des max et du Min des min montre que les variations d'angle maximales sont du même ordre quelque soit l'angle mesuré. On observe donc un phénomène de compensation locale à chaque zone lors du calcul des angles ce qui conduit à une erreur de 3% sur les angles mesurés dont le cas le plus défavorable est A-2.

III.3.1.3.2. Résultats des tests en mode dynamique :

| | Distances (mm) | | | Angles (degré) | | |
|------------|----------------|--------|--------|----------------|-------|-------|
| | D-1-2 | D-2-3 | D-1-3 | A-1 | A-2 | A-3 |
| Moyenne | 502,88 | 583,94 | 295,99 | 90,1 | 30,46 | 59,45 |
| Ecart Type | 2,24 | 2,35 | 1,9 | 0,4 | 0,23 | 0,34 |
| Min | 496,21 | 578,51 | 290,23 | 88,94 | 29,8 | 58,27 |
| Max | 509,75 | 592,77 | 303,67 | 91,47 | 31,46 | 60,37 |
| Max-Min | 13,54 | 14,26 | 13,44 | 2,52 | 1,65 | 2,1 |

Tableau III.11 : synthèse des résultats des tests en mode dynamique.

Le test met en évidence une dégradation de la précision dans ce mode qui par nature est le plus contraignant, car il conduit le solide dans l'ensemble du champ de mesure et dans l'ensemble de ses orientations possibles. Il conduit à une précision dans les cas les plus défavorables : D-1-3 pour les distances et A-2 pour les angles à une précision de 4,5 % sur les distances et de 5,5 % sur les angles pour ce champ de mesure et compte tenu de la taille du solide.

Un deuxième test a été réalisé dans le mode dynamique. Il consiste à traverser le champ des caméras de droite à gauche avec le triangle dans la position décrite dans la zone M. Les résultats de ce test se présentent sous la forme des figure III.12 et III.13 et du tableau III.14.

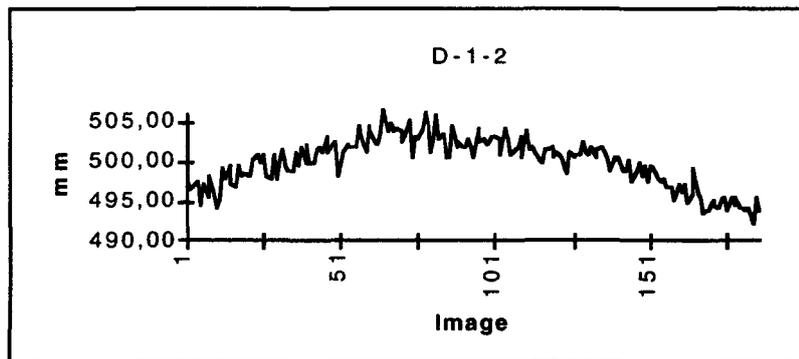


Figure III.12 : Courbe de la distance D-1-2 pendant un test dynamique.

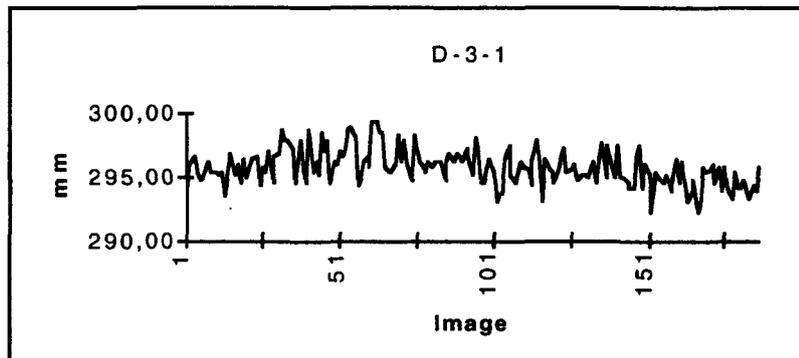


Figure III.13 : Courbe de la distance D-1-3 pendant un test dynamique.

On remarque que la courbe D-1-3 s'organise autour de sa valeur moyenne tandis que la courbe de D-1-2 a une forme en cloche. Ceci met en évidence encore une fois la distorsion du champ de mesure. En effet, la distance D-1-2 est prise sur une direction perpendiculaire aux

tangentes des courbes des déformations optiques tandis que D-1-3 est prise sur une ligne parallèle à ces dernières.

| | D-1-2 | D-2-3 | D-3-1 | A-1 | A-2 | A-3 |
|------------|--------|--------|--------|-------|-------|-------|
| Moyenne | 499,93 | 580,85 | 295,83 | 89,99 | 30,62 | 59,39 |
| Ecart Type | 3,12 | 2,71 | 1,37 | 0,39 | 0,17 | 0,35 |
| Min | 492,17 | 574,14 | 292,38 | 89,15 | 30,25 | 58,53 |
| Max | 506,60 | 586,30 | 299,42 | 91,00 | 31,00 | 60,24 |
| Max-Min | 14,43 | 12,16 | 7,04 | 1,85 | 0,75 | 1,70 |

Tableau III.14 : Synthèse des résultats des tests en mode dynamique.

La lecture du tableau II.14 vient confirmer l'observation faite sur les courbes. En effet, l'écart type et l'écart entre le min et le max sont deux fois plus petits pour D-1-3 que pour D-1-2 alors qu'aux tableaux III.13, ils ont des ordres de grandeur semblables.

III.3.1.3.3. Conclusion des tests de précision :

On constate que la précision, dans les cas les plus défavorables, exprimée en pourcentage de la distance ou de l'angle mesuré, est pour les distances, respectivement pour les angles, en mode statique de 2,4%, respectivement 3%, et en mode dynamique de 4,5%, respectivement 5,5%, (compte tenu du champ de mesure et de la taille du solide mesuré). Ces valeurs sont à rapprocher de l'imprécision sur les distances articulaires (6,9% de la distance inter articulaire pour la cuisse §II.4.3) dont l'origine est l'ensemble des erreurs causées par l'imprécision des systèmes, les mouvements de la peau et les mouvements des masses molles. On peut donc en déduire l'imprécision due aux mouvements de la peau et aux masses molles. L'erreur due au capteur conduit, si l'on se réfère à l'erreur commise en mode dynamique sur la distance D-1-2 comparable à la taille de la cuisse à 2,7% de la distance inter articulaire, à une erreur due aux mouvements de la peau et aux masses molles de 4,2% soit environ 2 cm sur ce type de segment corporel. Ces valeurs sont cohérentes avec celles que l'on rencontre dans la littérature /CHEZE 93c/.

Ces valeurs sont aussi en accord avec la précision annoncée par le constructeur pour les distances qui est de 0,5% de la largeur du champ de mesure. En effet, l'erreur la plus importante constatée sur les distances est de 14,43 mm soit 0,48% du champ de mesure ce qui conduit à une erreur sur les coordonnées de 0,1% de la largeur du champ de mesure. Enfin, il faut noter que lors des expérimentations en avril 1993, nous ne disposions pas de la version corrigeant la distorsion due aux optiques.

III.3.2. Les plateformes de forces LOGABEX:

Ces capteurs sont composés de deux brides reliées entre elles par 6 poutres sur lesquelles repose un plateau de marche. Les signaux issus des ponts de jauges de contraintes, collées sur les poutres, sont conditionnés par une carte électronique se trouvant sous la plateforme.

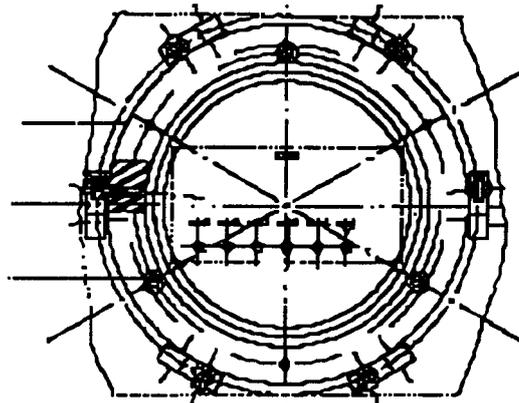


Figure III.15 : Schéma de la plateforme de force Logabex vue de dessus.

Ces 6 signaux sont acquis à la fréquence de 200 Hz /WINTER 82/ par le système S.A.G.A.3. Ils sont ensuite multipliés par la matrice des gains donnant la résultante des forces et la résultante des moments s'exerçant sur le plateau de marche en fonction des sorties des ponts de jauges. La matrice G (6*6) des gains est obtenue lors d'une identification réalisée en usine. Elle consiste à appliquer en différents points du plateau des forces et des couples connus et à relever les informations venant des 6 poutres. Les 6*6 coefficients de la matrice de gain sont ensuite identifiés à partir des différents relevés en utilisant la méthode des moindres carrés.

SAGA3

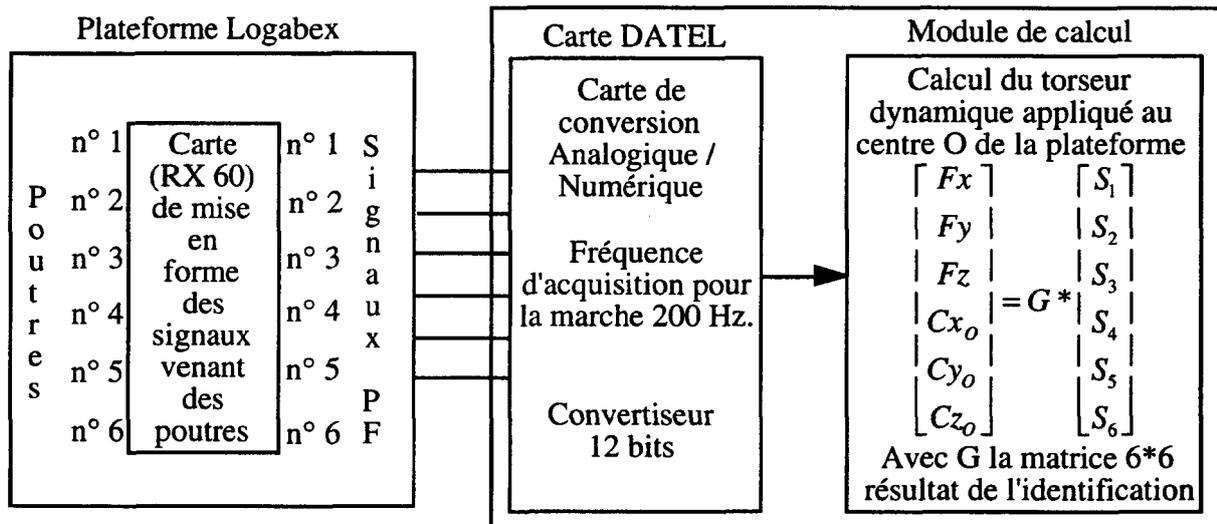


Figure III.16 : Principe de l'acquisition et du calcul du torseur dynamique appliqué au centre de la plateforme.

L'erreur globale de mesure qui découle de cette identification et qui englobe la linéarité du capteur, son hystérésis et la diaphonie entre les composantes du torseur dynamique est inférieure ou égale à 1% de l'étendue de mesure. L'étendue de mesure pour les axes Fx, Fy étant de [0..465 daN], pour Fz de [0..865 daN], pour Cx, Cy de [80 daN.m] et pour Cz de [180 daN.m]. L'erreur pour Fx, Fy est donc de 4,65 daN, pour Fz de 8,65 daN, pour Cx, Cy de 0,8 daN.m et pour Cz de 1,8 daN.m.

Le convertisseur étant de 12 bits, il permet donc de distinguer 4096 états et sa gamme d'entrée est de 0 à 10 V. La gamme de sortie de la carte (RX60) de mise en forme des signaux venant des poutres est de 0 à 10 V pour des efforts maximum de 550 daN sur l'axe x et y, de 2100 daN sur l'axe z et pour des couples maximum de 210 daNm sur l'axe x et y, de 240

daNm sur l'axe z. Par conséquent, les plus petites variations d'effort et de couple détectables sont respectivement de 1, 3 N pour F_x , F_y , 5,12 N pour F_z et de 0,51 Nm pour C_x , C_y , 0,58 Nm pour C_z . Compte tenu de la précision de la plateforme, la résolution de la conversion analogique numérique est tout à fait acceptable.

Les couples que fournissent les plateformes de force sont en fait des moments exprimés par rapport à O : le centre de la plateforme. Ils correspondent à la somme du moment en O de la force résultant de l'appui du pied sur le plateau et du couple exercé par le pied sur le plateau. L'entrée du modèle exige la connaissance des forces et des couples au niveau de A, le point d'application de la force qu'exerce le pied sur le plateau. Ce couple est calculé en utilisant le théorème du transport des moments :

$$\vec{M}_o = \vec{M}_A + \vec{OA} \wedge \vec{F}$$

avec

$$\vec{M}_A = \vec{C}_A + \vec{M}_A(\vec{F})$$

or

$$\vec{M}_A(\vec{F}) = \vec{0} = \vec{AA} \wedge \vec{F}$$

donc

$$\vec{M}_o = \vec{C}_A + \vec{OA} \wedge \vec{F}$$

\vec{C}_A est de la forme $\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ C_{z_A} \end{bmatrix}$ car lors d'un appui pied nu sur une plate forme, les couples

\vec{C}_{x_A} et \vec{C}_{y_A} ne peuvent être générés. Ainsi,

$$\vec{M}_o = \vec{C}_A + \vec{OA} \wedge \vec{F} = \begin{bmatrix} M_{x_o} \\ M_{y_o} \\ M_{z_o} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ C_{z_A} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_A \\ y_A \\ z_A \end{bmatrix} \wedge \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_A \cdot F_z - z_A \cdot F_y \\ -x_A \cdot F_z + z_A \cdot F_x \\ C_{z_A} + x_A \cdot F_y - y_A \cdot F_x \end{bmatrix}$$

De ces équations, les deux premières lignes permettent de déduire les coordonnées x_A , y_A du point d'application (A) de la force résultant de l'appui du pied. La coordonnée z_A étant connue puisqu'elle correspond à la hauteur du plateau de marche. Ainsi,

$$A = \begin{bmatrix} (F_x * z_A - M_{y_o}) / F_z \\ (F_y * z_A + M_{x_o}) / F_z \\ z_A \end{bmatrix}$$

La dernière ligne permet de déduire le couple C_{z_A} qu'exerce le pied sur le plateau de marche. Ainsi,

$$\vec{C}_A = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ M_{z_o} - x_A \cdot F_y + y_A \cdot F_x \end{bmatrix}$$

III.3.3.Le chemin de marche :

Le chemin de marche a été étudié pour conférer à notre système de mesure la possibilité d'être transporté dans différents sites d'expérimentation. En effet, tous les sites ne permettent

pas, pour des raisons de localisation (étage) ou financière, l'ancrage des plateformes dans le sol. Celles-ci dans le cas idéal, devant être désolidarisées du bâtiment dans lequel elles se trouvent. Le principe du chemin de marche est simple : puisque l'on se trouve dans l'impossibilité de placer les plateformes au niveau du sol, le sol est rehaussé au niveau des plateformes. Le chemin de marche conçu permet d'accueillir deux plateformes de force en son centre (voir figure III.17).

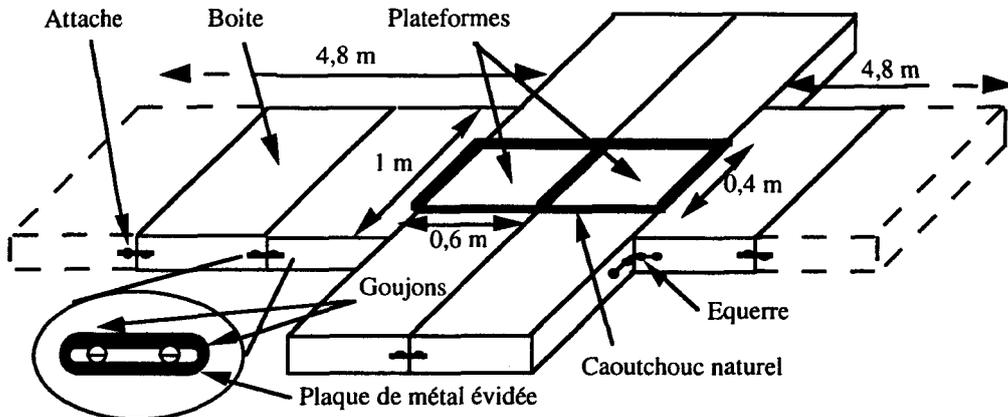


Figure III.17 : Principe du chemin de marche.

Il est constitué de 20 boîtes en contre plaqué de ($L = 1\text{ m} * l=0,6\text{ m} * h=0,15\text{ m}$). 16 forment le chemin de marche à proprement parler. Elles offrent 4,8 m d'élan au sujet avant d'atteindre à vitesse nominale la première plateforme et 4,8 m pour arrêter son effort. Le centre du dispositif est constitué des 2 plateformes de force et de 4 boîtes supplémentaires. La cohésion du montage est assurée par des plaques de métal évidées en leur centre et par des équerres sur lesquelles viennent prendre place des goudjons. Les plateformes sont désolidarisées entre elles et les boîtes adjacentes par des bandes de caoutchouc naturel de 15 cm de hauteur et 1,5 cm d'épaisseur. Ces dernières permettent d'éviter la transmission des vibrations du chemin de marche aux plateformes ou d'une plateforme à une autre. Ainsi, un sujet peut courir sur le chemin de marche sans que les plateformes n'enregistrent d'activité.

III.3.4. Les rotateurs externes :

Les rotateurs externes sont de petits dispositifs permettant de construire le repère local à chaque segment comme le décrit le §II.3.4.2 du chapitre précédent.

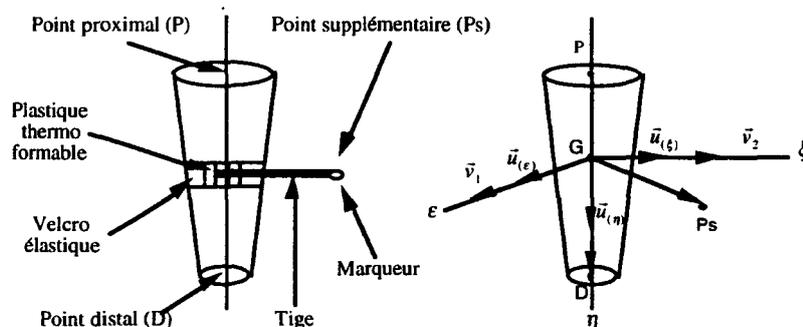


Figure III.18 : Principe des rotateurs externes.

Ils permettent de quantifier les mouvements de rotation des segments. En effet, deux points (P et D) ne permettent pas de rendre compte d'une rotation. Il est donc nécessaire de disposer d'un troisième point en dehors de l'axe que déterminent les points P et D. Ce point sera repéré par un marqueur fixé sur une tige, elle même solidaire du velcro élastique qui enserre le segment corporel par l'intermédiaire de plastique thermo formable qui moule la tige et qui adhère au velcro.

Le velcro élastique permet de s'adapter à la morphologie des différents sujets, tout en limitant l'influence de la déformation des segments corporels sur le mouvement du marqueur symbolisant le point supplémentaire. Le poids du velcro, du plastique thermo formable, du marqueur et de la tige est négligable par rapport à la masse des segments et ne modifie significativement ni leur poids ni leurs inerties.

III.4.DÉROULEMENT D'UNE EXPÉRIMENTATION :

Une expérimentation sur la marche se décompose en quatre grandes phases. Premièrement, le calibrage des caméras et le repérage de la position des plateformes de force dans le repère des caméras. Deuxièmement, la préparation du sujet et l'acquisition des données cinématiques et dynamiques, c'est à dire l'expérimentation à proprement parler. Troisièmement, la mise en correspondance des données cinématiques bidimensionnelles venant de chacune des 4 caméras, puis le calcul des coordonnées tridimensionnelles. Enfin quatrièmement, le calcul et l'exportation des variables cinématiques et dynamiques utilisées pour l'analyse de données ou pour former les entrées du modèle dynamique du corps. Les détails de l'obtention des coordonnées sont développés dans la thèse de /CLOUP 89/.

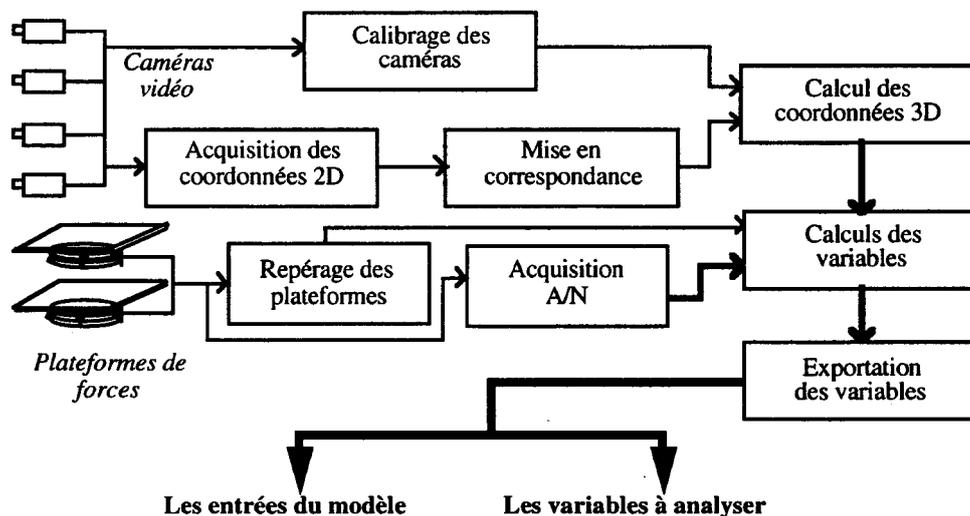


Figure III.19 : Les grandes étapes nécessaires à l'obtention des entrées du modèle et des variables à analyser.

III.4.1.Le calibrage des caméras:

Elle consiste à identifier la position de chacune des caméras dans la salle d'expérimentation pour laquelle on a défini préalablement un repère orthonormé direct. En pratique cela consiste à trouver une relation entre les coordonnées tridimensionnelles (ou coordonnées spatiales) de marqueurs dont on connaît la position et les coordonnées bidimensionnelles (ou coordonnées images) de ces mêmes marqueurs. Cette manipulation s'effectue en plaçant dans le champ des caméras un objet de taille connue sur lequel on repère des points précisément. Ce peut être un cube ou une grille de calibrage que l'on déplace dans le volume expérimental. Si le calibrage est correctement réalisée, elle assure une précision de 0,1% du champ de mesure pour les coordonnées tridimensionnelles et une précision de 2,5° sur les angles. L'ensemble de ces opérations pour un opérateur entraîné n'excède jamais 20mn et n'est effectué qu'une seule fois pour une série d'expérimentations. Le résultat de la procédure de calibration est la définition d'un repère virtuel orthonormé dans la salle d'expérimentation et d'un modèle propre à chaque caméra.

III.4.2.Le repérage des plateformes :

Il consiste à déterminer la position du centre des plateformes de force par rapport aux repères définis pendant la phase de calibrage des caméras. Lors de l'installation du dispositif expérimental les plateformes sont soigneusement alignées entre elles et repérées par rapport aux points qui permettent de définir le repère des caméras. L'orientation de ce dernier est choisi de façon à posséder la même orientation que celle des plateformes. Ainsi, une simple translation permet de définir le passage des repères des plateformes au repère des caméras.

III.4.3.La préparation du sujet et l'acquisition des données :

Les données anthropométriques du sujet étant relevées, la préparation consiste principalement à disposer sur le sujet de petits marqueurs rétro réfléchissants en des points anatomiques précis et à l'équiper des rotateurs externes. Le placement des marqueurs est réalisé par un kinésithérapeute afin de minimiser d'une part, les erreurs de positionnement par rapport aux centres anatomiques et d'autre part, les erreurs de repositionnement d'un test à l'autre.

Les points anatomiques repérés sont : l'acromion, le grand trochanter, la face externe du condyle externe, la malléole, la tête du 5^{ème} métatarse et la face externe du calcaneum à l'aplomb de la pointe de la maléolle. (voir figure III.20).

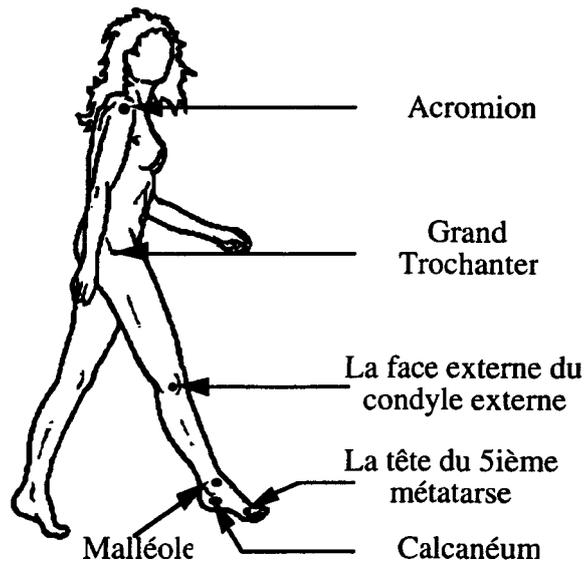


Figure III.20 : Disposition des marqueurs.

Le sujet est ensuite invité à marcher pieds nus trois fois de suite dans le même sens, le plus normalement possible compte tenu de son handicap. Les contraintes étant de passer sur les deux plateformes de force et d'attaquer la première plateforme de force du pied droit (voir §III.3.1.2).

III.4.4.L'acquisition des coordonnées bidimensionnelles:

Elle consiste pour le système de traitement d'image à déterminer en temps réel la position bidimensionnelle ou image des marqueurs disposés sur le corps du sujet. Les caméras étant disposées par couple, à une distance de 6 m de chaque côté du chemin de marche, en respectant le cadrage proposé au §III.3.1.2 afin d'obtenir une précision optimale.

III.4.5.La mise en correspondance :

Lorsque le système de traitement d'image détecte un marqueur dans l'image, il ne sait pas a priori quel est ce marqueur. Si l'on prend comme exemple l'étude de la marche, il ne sait pas si le marqueur qu'il vient de détecter à l'instant t_j est celui de la cheville ou du talon. Ainsi, lorsque l'acquisition de la séquence à étudier est terminée, il faut pour chacune des images identifier la position de chaque marqueur. Cette tâche est prise en charge pour une grande partie, par des algorithmes de suivi de trajectoires.

III.4.6.Le calcul des coordonnées tridimensionnelles :

L'étape précédente est essentielle car elle va permettre d'appliquer le principe de la stéréovision passive sur lequel repose le calcul des coordonnées tridimensionnelles. En effet, pour calculer les positions tridimensionnelles d'un marqueur, il faut nécessairement disposer des coordonnées bidimensionnelles d'un même marqueur venant de deux caméras. Effectivement, une image peut rendre compte de la position d'un objet dans le plan qu'elle représente mais pas de sa profondeur. En d'autres termes, il n'existe pas isomorphisme de \mathbb{R}^2 dans \mathbb{R}^3 . Ainsi, à chaque instant t_j et pour chaque marqueur, deux opérations sont réalisées .

D'une part, parmi les informations sur un marqueur venant de chaque caméra, on détermine le couple stéréo correspondant, offrant la meilleure précision en fonction de la position relative des caméras. D'autre part, ayant déterminé le couple stéréo correspondant et en inversant les relations qui lient l'espace tridimensionnel de la scène et l'espace bidimensionnel des caméras (les modèles), il est mathématiquement possible de déterminer la position tridimensionnelle d'un marqueur à l'instant t_j .

III.4.7. Le calcul et l'exportation des variables :

Parmi les variables, deux grandes catégories peuvent être distinguées : les variables qui forment les entrées du modèle et les variables qui sont les facteurs retenus pour l'analyse de données sur la marche.

Les variables formant les entrées du modèle sont les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs caractérisant le corps ainsi que les efforts qu'exercent les pieds sur le sol (forces et moments) associés à leurs points d'application.

Quant aux facteurs retenus pour l'analyse de données, ils sont composés de deux types de variables. D'une part les variables cinématiques que sont l'angle de la hanche, l'angle du genou et l'angle de la cheville. Ils correspondent respectivement à l'angle que forment le fémur avec le plan frontal, le fémur avec le tibia et le tibia avec le segment défini par la malléole externe et la tête du 5^{ème} métatarse du pied. D'autre part, la variable dynamique est la composante verticale de la force d'appui sur le sol.

Les variables sont calculées pour les côtés droit et gauche pour chaque passage de chaque sujet et sont lissées avec un polynôme de degré 3 sur 5 points. Elles sont ensuite exportées vers des ordinateurs personnels pour y être traitées.

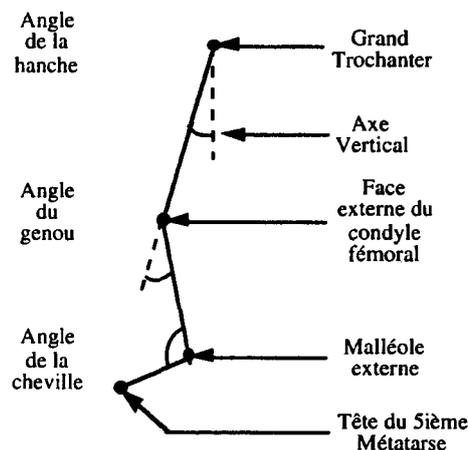


Figure III.21 : Les facteurs cinématiques étudiés par l'analyse de données.

III.5.LA CONSTRUCTION DES ENTRÉES DU MODÈLE ET DU JEU DE DONNEES À ETUDIER :

Dans un premier temps, les variables à destination du modèle et de l'analyse de données subissent des traitements communs. Ensuite, viennent les traitements qui leurs sont propres.

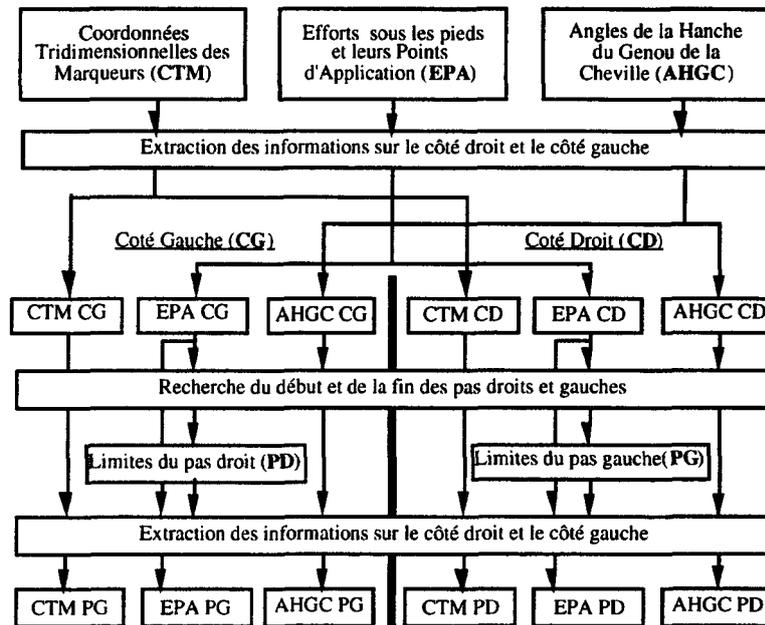


Figure III.22 : Traitement des variables pour leur réduction à un pas.

Les premiers traitements permettent tout d'abord d'isoler les variables caractérisant le côté droit des variables caractérisant le côté gauche, puis d'extraire pour chaque côté la fenêtre temporelle concernant un pas. Un pas étant défini dans notre cas d'une attaque du talon à la suivante.

III.5.1.L'élaboration des entrées du modèle :

Cette phase de traitement a pour but de constituer les trois fichiers nécessaires aux calculs du modèle : le fichier des données cinématiques constitué des coordonnées tridimensionnelles des points constituant le modèle géométrique, le fichier des données dynamiques constitué des efforts (forces et moments) s'exerçant aux points d'entrées et le fichier des paramètres résumant la géométrie et l'anthropométrie du sujet.

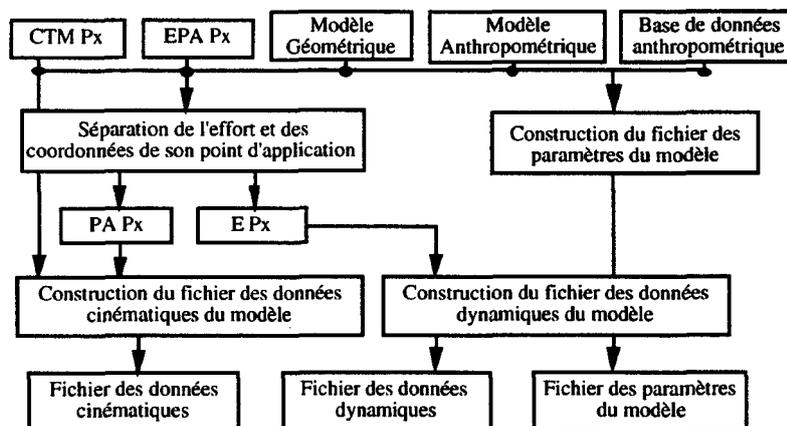


Figure III.23 : Résumé des traitements conduisant aux fichiers entrées et paramètres du modèle.

III.5.2.L'élaboration du jeu de données à étudier :

Cette phase de traitement a pour but d'élaborer pour chaque pas de chaque sujet et pour les trois passages, le signal multidimensionnel le caractérisant. Ainsi, chaque signal (s) est composé de 4 composantes (c).

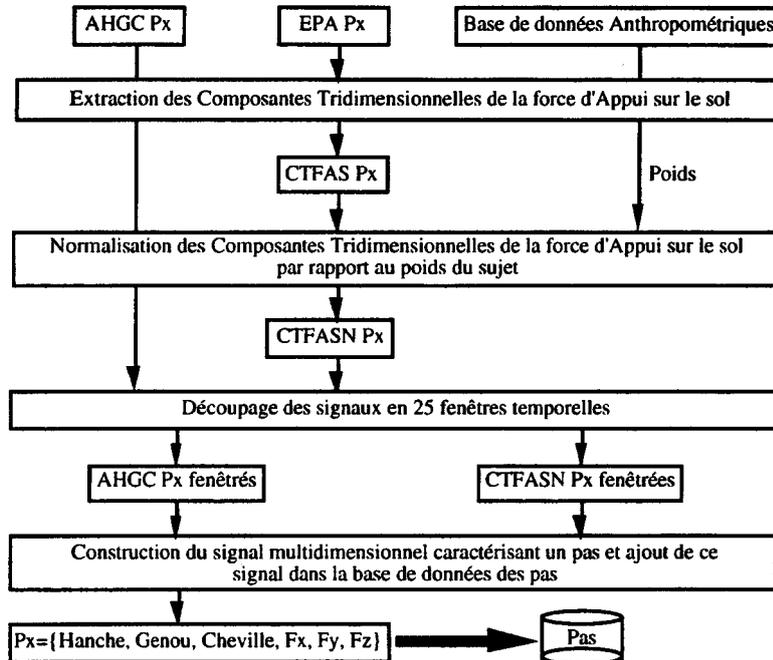


Figure III.24 : Résumé des traitements conduisant au signal multidimensionnel caractérisant un pas pour l'analyse de données

III.6.CONCLUSION :

Le troisième chapitre a présenté la problématique développée en collaboration avec nos interlocuteurs du centre L'ESPOIR et le protocole expérimental mis en place pour y répondre. Le dispositif expérimental original basé principalement sur le système S.A.G.A.3 et les plateformes de force a été présenté et la précision de ces capteurs a été évaluée. Les différentes mesures cinématiques et dynamiques réalisées sur chacun des sujets ont été explicitées ainsi que les différents traitements qui les conduisent à devenir les variables d'entrées du modèle ou les facteurs pris en compte par l'analyse de données.

Le quatrième chapitre présente une méthodologie d'analyse de données de la marche. Cette méthodologie est appliquée à la population saine pour déterminer des classes de comportement. Ces classes servent ensuite de référence pour évaluer l'évolution de la rééducation d'un patient ayant subi une ligamentoplastie de genou. Les résultats du calcul des forces et des moments articulaires des membres sont ensuite utilisés pour éclairer les résultats de l'analyse de données.

Quatrième chapitre

*Résultats de l'analyse
des données expérimentales et des efforts calculés*

Quatrième chapitre

Résultats de l'analyse des données expérimentales et des efforts calculés

IV.1.INTRODUCTION :

L'objectif poursuivi dans ce quatrième chapitre est de répondre à la problématique présentée dans le chapitre III à savoir, le suivi et l'évaluation de la rééducation des pathologies de la marche.

Cette approche se distingue de la majorité des études sur la marche que l'on peut trouver dans la littérature dont les buts principaux sont d'une part, la description des signaux caractérisant la locomotion dans des modes normaux /WINTER 87b/ /LAASSEL 92a/ ou contraints /ANDRIACCHI 90/, /BRENIERE 92/, /NOYES 92/ et d'autre part le diagnostic. Ce dernier sujet est sensible et soulève des polémiques /BRAND 80/ lorsque des travaux l'abordent de façon trop simpliste. Néanmoins, des éléments de réponse à ce thème de recherche complexe sont proposés par /WINTER 84b/, /WINTER 85/ et /ZATTI 88/. /SUTHERLAND 93/ dresse un tableau des techniques passées, présentes et futures de l'analyse de la marche et, comme /CHAO 84/, il met en évidence l'intérêt grandissant de la clinimétrie dans l'aide au diagnostic. Néanmoins, ce dernier souligne l'imperfection de la mesure des variables caractérisant finement la marche et les difficultés rencontrées dans l'interprétation de certains signaux, tels les signaux E.M.G..

Ce que révèlent les deux axes de recherche présentés ci-dessus est que l'analyse et la comparaison des signaux cinématiques, dynamiques et électromyographiques caractérisant la marche sont complexes et que leur automatisation est par conséquent difficile.

L'objectif que se fixe ce quatrième chapitre, n'est donc pas de proposer un système automatique permettant le suivi et l'évaluation de la rééducation mais de fournir et de présenter aux cliniciens des informations hiérarchisées sur la marche d'un patient tout d'abord globales puis de plus en plus détaillées. Cette démarche peut être résumée comme une aide à la lecture et à l'interprétation des données caractérisant la marche d'un patient. Une telle démarche est en accord avec la composante humaine omniprésente dans le domaine médical dont un des vieux aphorismes est : *Guérir quelquefois, soulager souvent, consoler toujours* /FEINSTEIN 83/. En effet, un traitement médical ne peut être réduit à une suite d'analyses d'où sortirait une solution idéale aux maux incriminés.

La mise en place d'une telle aide passe par trois grandes étapes. Premièrement, l'étude et la caractérisation de la population saine présentée au chapitre précédent §III.2.3. Des travaux précédents /LAASSEL 92a/ ont montré que les indices statistiques de tendance centrale (moyenne, mode, médiane) ne peuvent prétendre représenter une norme de la marche normale mais qu'il existe plutôt des groupes de comportement. Ainsi, pendant cette phase, les classes de

pas se dégageant de notre population témoin vont être recherchées et les signaux les constituant vont être résumés. L'objectif est la confrontation des données caractérisant les pas propres à chaque sujet aux informations résumant les classes de pas. L'idée sous-jacente est la suivante : avant leur épisode traumatique, les patients réalisaient des pas faisant partie de l'une des grandes classes de pas et leur rééducation va les conduire progressivement à la réintégrer.

Par conséquent, la proposition qui est faite dans ce chapitre pour suivre et évaluer la rééducation d'un patient est l'observation de l'écart qui sépare ses pas, des classes de pas références. Ceci conduit au deuxième point, c'est à dire à l'élaboration d'indices (distances) permettant d'évaluer la progression (ou l'éloignement) d'un sujet vers (de) l'une de ces classes. Troisièmement, dans un but ergonomique, une représentation graphique synthétique des indices et des variables caractérisant la marche d'un sujet est proposée.

Enfin, la dernière partie de ce chapitre est consacrée à l'étude des résultats d'un patient, en appliquant d'une part la démarche proposée et en s'appuyant d'autre part, sur les variables cinématiques et dynamiques mesurées ou calculées via le modèle biomécanique, pour constater les évolutions de la marche de ce patient.

IV.2.L'ANALYSE DES DONNEES DE LA POPULATION TEMOIN:

L'objectif que se fixe l'analyse des données de la population témoin est la mise en évidence de classes de pas /BARBIER 94/.

IV.2.1.Position du problème :

L'approche statistique choisie pour déterminer les classes de pas est l'analyse de données multidimensionnelles. Elle permet d'avoir une approche plus réaliste de l'analyse des phénomènes complexes tels que la marche en considérant que l'explication de ces phénomènes est plus riche lorsque les facteurs qui les caractérisent sont étudiés simultanément.

Ainsi, dans l'étude qui va suivre, chaque pas est caractérisé par un signal multidimensionnel (s). Chaque signal est composé de (nbc) composantes (c). Chaque composante étant constituée de nbf fenêtres temporelles (f). L'étude consiste donc à effectuer une analyse comparative d'un ensemble de signaux multidimensionnels. Deux approches peuvent être envisagées. Premièrement, l'analyse factorielle permet de mettre en évidence les fenêtres temporelles des composantes les plus discriminantes, les relations entre ces fenêtres et les correspondances entre les différents pas /LAASSEL 92a/. Et deuxièmement, la classification automatique fournit directement les classes de pas. Cette dernière approche a été retenue afin de déterminer les patrons de marche caractérisant notre population "saine".

L'opération de classification dont le but va être de regrouper les pas en un nombre restreint de classes homogènes conduit à se poser deux questions /BOUROCHE 89/. Premièrement, connaît-on a priori le nombre de classes? Deuxièmement, quelle stratégie de classification doit-on adopter? Dans notre cas, le nombre de classes est inconnu par conséquent la technique de classification ascendante hiérarchique a été choisie car elle est bien adaptée pour répondre à ce type de contrainte /ROUANET 93/.

La classification ascendante hiérarchique s'appuie sur l'analyse des tableaux des distances ou des dissimilarités entre ses n signaux multidimensionnels. Notre choix s'est porté sur la construction du tableau des distances. Ceci nécessite donc l'élaboration d'une métrique permettant d'évaluer la distance entre deux signaux multidimensionnels (s) et (s'). Celle-ci soulève deux problèmes. Premièrement, les pas n'ont pas la même durée. Deuxièmement, les composantes des signaux multidimensionnels n'ont ni la même amplitude ni la même composante continue. Ainsi, la distance qui va tenir compte de la valeur des différentes composantes pourrait donner artificiellement plus d'importance à une composante plutôt qu'à une autre. Ainsi, l'élaboration du tableau des distances sera précédée de deux étapes, la caractérisation des signaux qui va relativiser la durée du cycle et le codage des signaux qui va harmoniser le poids de chaque composante.

Le tableau des distances entre les pas étant construit, la classification hiérarchique ascendante peut être mise en œuvre. Elle consiste, à partir des éléments du tableau des distances qui constituent les classes primaires, à construire une suite de partition de classes emboîtées les unes dans les autres. Ainsi, dans la partition de départ constituée de n classes correspondant aux n pas, les deux classes les plus proches sont recherchées puis fusionnées, restent alors $n-1$ classes. Ce processus est réitéré sur les classes restantes jusqu'au moment où une seule classe subsiste. Comme précédemment, la difficulté réside dans la définition d'une distance entre deux classes (ou indice d'agrégation) permettant de juger de leur proximité. Ainsi, celui-ci devra être défini. Le résultat de ces partitions successives est un arbre hiérarchique (Figure IV.1).

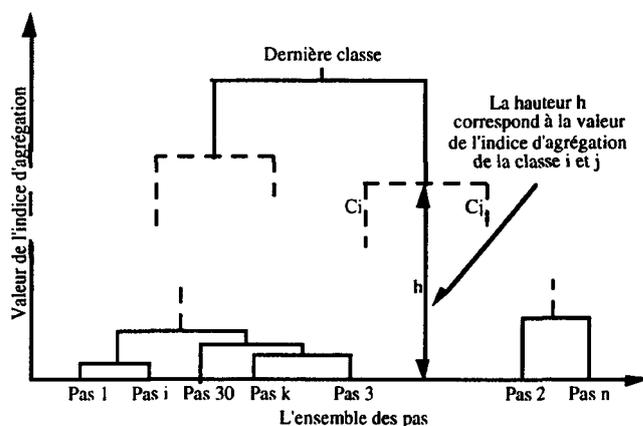


Figure IV.1 : Arbre résultat de la classification hiérarchique ascendante.

L'interprétation de l'arbre hiérarchique est réalisée en observant sa forme globale et en étudiant les indices statistiques pouvant le caractériser. C'est à partir de cette double consultation graphique et numérique que les spécialistes de l'analyse de données réalisent la partition optimale de l'ensemble initial /SAYARH 91/. Une proposition d'un système de coupure automatique des arbres hiérarchiques s'appuyant sur des indices morphologiques et statistiques les définissant, a été proposée par le même auteur /SAYARH 93/.

Les classes de pas ayant été déterminées, la dernière étape de l'analyse de données consiste en la caractérisation des pas les constituant, afin de pouvoir comparer ces derniers aux pas des patients.

IV.2.1. La caractérisation des signaux :

Les pas d'un individu à l'autre, d'un test à l'autre et d'un côté à un autre ont des durées différentes (de 0,9 à 1,2 s environ). Afin de pouvoir les comparer, il est nécessaire de les représenter en fonction d'un pourcentage du cycle de marche et non plus en fonction du temps. Le début du pas (caractérisé par l'attaque du talon) correspond à 0% du cycle de marche et la fin du pas (attaque suivante du talon du même pied) correspond à 100% du cycle de marche.

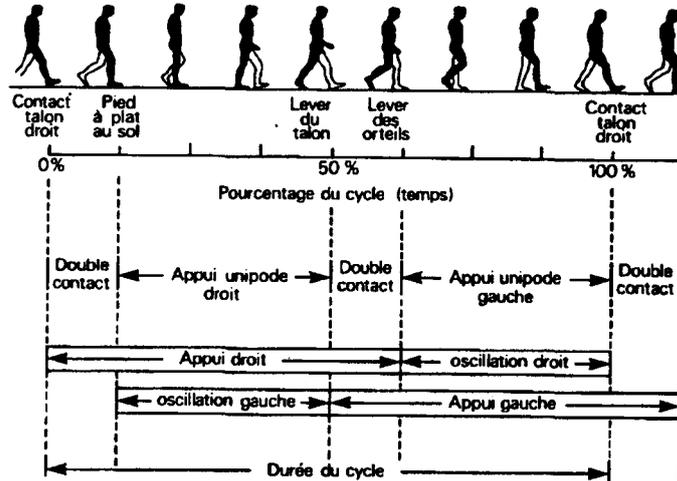


Figure IV.2 : présentation des grandes étapes d'un cycle de marche selon /PLAS 89/

Après cette étape d'homogénéisation temporelle, il est nécessaire de déterminer le nombre de fenêtres nécessaires à la description d'un cycle de marche. Une étude préalable /LAASSEL 92a/ a montré que 25 points de mesure par cycle de marche étaient suffisants pour son étude. Cette affirmation repose sur une étude fréquentielle des composantes du signal multidimensionnel. Celle-ci fait ressortir que 25 Hz (la durée d'un pas est d'environ 1s) est une fréquence suffisante pour prendre en compte la dynamique des composantes. Ce résultat est confirmé par d'autres recherches /WINTER 82/. La valeur des 25 points caractérisant une composante pour un cycle de marche est obtenue en divisant le cycle en 25 fenêtres triangulaires /LOSLEVER 88/, /SAYARH 91/.

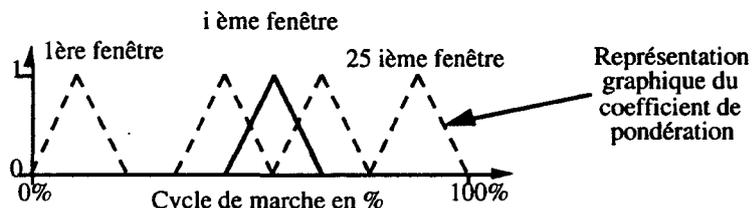


Figure IV.3 : Les fenêtres temporelles.

Chaque valeur est le résultat du calcul de la moyenne pondérée des points de mesure se trouvant dans chacune des fenêtres. A l'issue de cette phase de caractérisation, les 25 valeurs des composantes sont "synchrones" d'un signal à l'autre. Ceci revient à dire que le cycle total est découpé en 25 fenêtres temporelles.

La synchronisation des signaux étant réalisée, il faut rendre les amplitudes des composantes des signaux homogènes afin de pouvoir prendre en compte plusieurs d'entre elles simultanément dans l'analyse. Ceci nécessite donc une phase de codage.

IV.2.2. Le codage des signaux :

La population à étudier se présente sous la forme d'un tableau T_0 composé de (nbs) signaux multidimensionnels (s). Un signal multidimensionnel caractérisant un pas, chaque sujet est décrit par deux signaux, l'un pour le membre inférieur droit et l'autre pour le gauche. Les signaux sont constitués de (nbc) composantes (c), elles mêmes définies par (nbf) fenêtres temporelles (f). En résumé, le tableau T_0 est de la forme : $T_0[nbs, nbc, nbf]$.

Les facteurs influençant le codage des données sont d'une part l'objectif de l'analyse de données, c'est à dire la mise en évidence de groupes (ou classes) de pas et d'autre part les éventuelles erreurs de mesure qui peuvent affecter la mesure des angles et des forces.

Globalement, le codage va se traduire sur chaque fenêtre (f), de chaque composante (c), de chaque signal (s) par deux actions : une translation d'échelle $A[s, c, f]$ et une division par un facteur d'échelle $B[s, c, f]$. Ce dernier conduit à une dilatation de l'échelle s'il est inférieur à 1 et à une compression d'échelle dans le cas contraire. Le codage va donc conduire à l'élaboration d'un nouveau tableau de données $T[nbs, nbc, nbf]$ tel que :

$$T[s, c, f] = \frac{T_0[s, c, f] - A[s, c, f]}{B[s, c, f]} \quad (1)$$

La difficulté majeure du codage réside alors dans un choix judicieux de ces deux valeurs, A et B qui peuvent dépendre d'un, deux ou trois paramètres de l'ensemble $\{s, c, f\}$.

IV.2.2.1. Le choix de la valeur de translation :

La translation d'échelle va permettre d'éliminer une source d'erreur qui vient perturber la mesure des angles et des forces et qui se manifeste sous la forme d'un décalage (ou offset) sur les angles et sur les forces. Pour les forces, ce décalage vient du capteur et pour les angles, son origine se trouve dans le mauvais positionnement par l'expérimentateur des mires sur le sujet. Une simulation permet de mettre en évidence ce phénomène. Elle consiste tout d'abord à mesurer la position des points anatomiques utilisés pour calculer l'angle du genou durant un pas. Grâce aux coordonnées de ces points, l'angle du genou au cours d'un cycle de marche est calculé et sert pour la suite de référence (0) (voir figure IV.4).

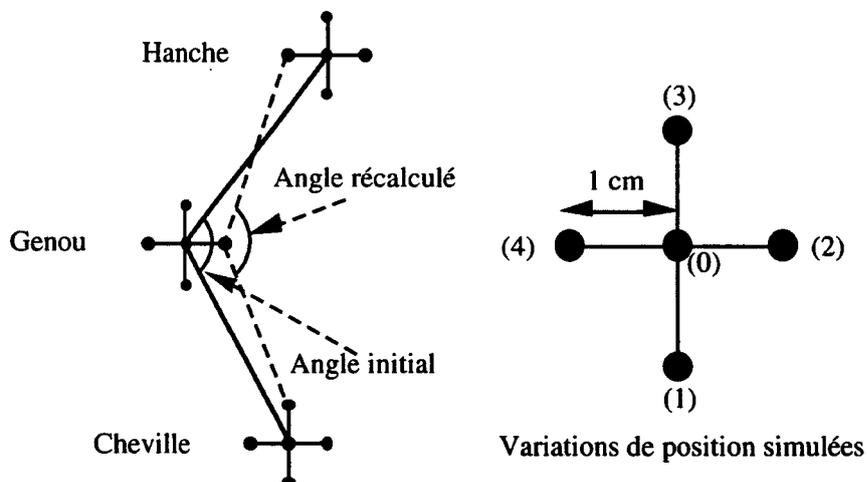


Figure IV.4 : Principe de la simulation des erreurs de positionnement.

Les coordonnées de ces points (0) sont perturbées de plus ou moins 1 cm d'avant (4) en arrière (2) et de bas (1) en haut (3) ce qui correspond à une erreur importante de positionnement pour un expérimentateur averti. L'angle du genou est recalculé avec ces nouvelles coordonnées et comparé avec l'angle de référence. L'objet de la comparaison est de savoir si le signal de référence se trouve au dessus, en dessous ou croise le signal angulaire recalculé.

| Le signal angulaire de référence est au dessus | Le signal angulaire de référence est en dessous | Les signaux angulaires se croisent | Les signaux sont égaux |
|--|---|------------------------------------|------------------------|
| 38 cas | 38 cas | 44 cas | 5 cas |

Tableau IV.4 : Synthèse de la simulation sur le positionnement des marqueurs

Dans 65% des cas, le nouveau signal de trouve soit au dessus, soit en dessous du signal de référence et donc dans 35% des cas, ils se croisent. Ainsi, dans la grande majorité des cas, une erreur de positionnement se traduit par un décalage sur les valeurs angulaires mesurées.

Par conséquent, la valeur de translation d'échelle doit reposer sur un indice statistique de tendance centrale, calculé sur un pas et pour la composante considérée. L'indice proposé est la valeur moyenne de la composante (c) du signal (s) (2):

$$A[s, c] = \frac{1}{nbf} \sum_{f=1}^{nbf} T_0[s, c, f] \quad (2)$$

Remarque : le décalage d'échelle par rapport à cette valeur revient donc à centrer le signal en conséquence sa moyenne est nulle.

IV.2.2.2. Le choix du facteur d'échelle :

Le rôle du facteur d'échelle est d'homogénéiser les valeurs des différentes composantes qui sont de nature (angle, force) et d'amplitude différentes dans le but d'une comparaison multidimensionnelle des signaux.

Les techniques de mesure restant identiques, d'un sujet et d'un moment à un autre, pour les forces comme pour les angles, par conséquent la précision de leur mesure est constante. Il faut donc veiller à ne pas dilater artificiellement l'amplitude d'une composante d'un signal à un autre. Ainsi pour l'ensemble des pas, le facteur d'échelle doit être identique pour une composante. Par conséquent, le facteur proposé doit rendre compte de la dispersion d'une composante, mais calculée sur l'ensemble des pas. L'indice retenu est l'écart-type (3):

$$B^2(c) = \frac{1}{nbs \cdot nbf} \sum_{s=1}^{nbs} \sum_{f=1}^{nbf} (T_0[s, c, f] - M_0(c))^2 \quad (3)$$

$$\text{avec } M_0(c) = \frac{1}{nbs \cdot nbf} \sum_{s=1}^{nbs} \sum_{f=1}^{nbf} T_0[s, c, f] \quad (4)$$

$M_0(c)$ étant la moyenne des valeurs d'une composante c donnée pour l'ensemble des signaux.

Remarque : D'autres facteurs construits à partir du minimum et du maximum des valeurs des composantes sur l'ensemble des pas sont imaginables mais peu appropriés car ceux-ci sont étroitement liés à la précision de la mesure.

IV.2.3. La classification des signaux :

La distance $d(s, s')$ choisie pour définir la proximité de deux signaux multidimensionnels codés selon (1) est une distance euclidienne classique définie en (5). Elle correspond à la valeur efficace du signal différence, composante par composante de (s) et de (s') .

$$d^2(s, s') = \frac{1}{nbc \cdot nbf} \sum_{c=1}^{nbc} \sum_{f=1}^{nbf} (T[s, c, f] - T[s', c, f])^2 \quad (5)$$

La première étape de la classification conduit à construire la matrice des distances (D) entre les différents signaux multidimensionnels (s) et (s') . Celle-ci a une taille de $nbs \cdot nbs$, elle est symétrique et sa diagonale principale est nulle.

$$D = \begin{bmatrix} 0 & & & & \\ d_{2,1} & 0 & & & \\ & & 0 & & \\ d_{i,1} & & d_{i,j} & 0 & \\ & & & & 0 \\ d_{nbs,1} & & d_{nbs,j} & & d_{nbs,nbs-1} & 0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

L'étape suivante est l'application de l'algorithme de classification hiérarchique à partir de la matrice (D). Il repose sur le choix d'un indice permettant l'agrégation de deux classes de signaux. Afin de tenir compte des éléments appartenant à chacune des classes, cet indice ($\delta^2(C1, C2)$) est la moyenne de toutes les distances (définie précédemment (5)) des signaux se trouvant dans la première ($C1$) et la deuxième classe ($C2$) (7).

$$\delta^2(C1, C2) = \frac{1}{Card(C1) \cdot Card(C2)} \sum_{i=1}^{Card(C1)} \sum_{j=1}^{Card(C2)} d^2(s_{i,C1}, s_{j,C2}) \quad (7)$$

La dernière étape de la classification consiste en l'observation de l'arbre hiérarchique. Elle permet de déterminer par l'étude de sa morphologie et de ses niveaux d'agrégation le nombre de classes caractérisant l'ensemble initial des pas.

Enfin, la solution retenue pour caractériser chaque classe de pas est la construction de son signal multidimensionnel moyen (8). Ainsi, chaque fenêtre temporelle de chaque composante du signal multidimensionnel moyen (s_{moyen}) est égale à la moyenne de chaque fenêtre de chaque composante des signaux multidimensionnels constituant la classe (Cn).

$$s_{moyen}(c, f)_{Cn} = \frac{1}{Card(Cn)} \sum_{j=1}^{Card(Cn)} T[s_{j,Cn}, c, f] \quad (8)$$

IV.2 4. Les indices caractérisant la situation d'un patient par rapport aux classes de référence :

Deux indices vont permettre de caractériser un pas par rapport au signal moyen résumant une classe n .

Un premier indice $d_{Composante_k} P_p / C_n$ est dit "local", il évalue la distance qui sépare une composante (k) du signal d'un pas (p) de la composante (k) du signal moyen résumant la classe n (9)

$$d_{Composante_k} P_p / C_n = \frac{\sqrt{\frac{1}{nbf} \sum_{i=1}^{nbf} (T[p, k, i] - s_{moyen}(k, i)_{C_n})^2}}{\sqrt{\frac{1}{nbf} \sum_{f=1}^{nbf} (M_{Pond}(k, f) - M_{M_{Pond}}(k))^2}} \quad (9)$$

avec $M_{Pond}(k, f) = \frac{1}{\sum_{i=1}^{nbcl} Card(C_i)} \sum_{i=1}^{nbcl} (Card(C_i) * s_{moyen}(k, f)_{C_i})$: la moyenne pondérée (10)

et $M_{M_{Pond}}(k) = \frac{1}{nbf} \sum_{i=1}^{nbf} M_{Pond}(k, i)$: la moyenne de la moyenne pondérée (11)

Cet indice correspond à la valeur efficace de la différence de la composante k des signaux représentant le pas p et la classe n, divisée par l'écart type de la moyenne pondérée de la composante k des signaux moyens représentant les n classes. La division par l'écart type de $M_{Pond}(k, f)$ permet de relativiser l'amplitude de la composante k par rapport à l'amplitude des autres composantes. Plus cet indice tend vers 0, plus la composante k du signal caractérisant le pas p, est proche de la composante k du signal résumant la classe n.

Le deuxième indice $d_{Pas} P_p / C_n$ est dit "global", il évalue la distance qui sépare un signal multidimensionnel caractérisant un pas (p) et le signal multidimensionnel moyen résumant la classe n (12).

$$d_{Pas} P_p / C_n = \frac{1}{nbc} \sum_{k=1}^{nbc} d_{Composante_k} P_p / C_n \quad (12)$$

Comme pour l'indice précédent, plus $d_{Pas} P_p / C_n$ tend vers 0 et plus le pas p est proche du pas moyen résumant la classe.

IV.2 5.Conclusion :

L'analyse de données dont le but est la mise en évidence de classes de pas, nécessite la caractérisation et le codage de nos signaux ainsi que l'élaboration d'une distance multidimensionnelle ($d(s, s')$) inter signaux, afin de construire la matrice des distances, point de départ des techniques de classification. La technique de classification retenue est la classification hiérarchique ascendante munie de l'indice d'agrégation ($\delta(C1, C2)$). Cette technique permet de mettre en évidence des classes de pas qui sont caractérisées par leur signal moyen (s_{moyen}). Ces pas moyens sont confrontés aux pas des patients à travers deux indices. Un indice dit "global" ($d_{Pas} P_p / C_n$) correspondant à la distance entre le pas d'un patient et le signal moyen d'une classe de référence. Enfin, un indice dit "local" ($d_{Composante_k} P_p / C_n$) caractérisant la distance entre une composante du pas d'un patient et la même composante d'un signal moyen.

Si, à l'issue de l'analyse des données, ces indices ont été élaborés et permettent de rendre compte de la situation du pas d'un patient par rapport aux pas de références, il est nécessaire

d'en faire une présentation synthétique et ergonomique afin que l'on puisse les comparer et les interpréter facilement. Ceci fait l'objet de la partie suivante.

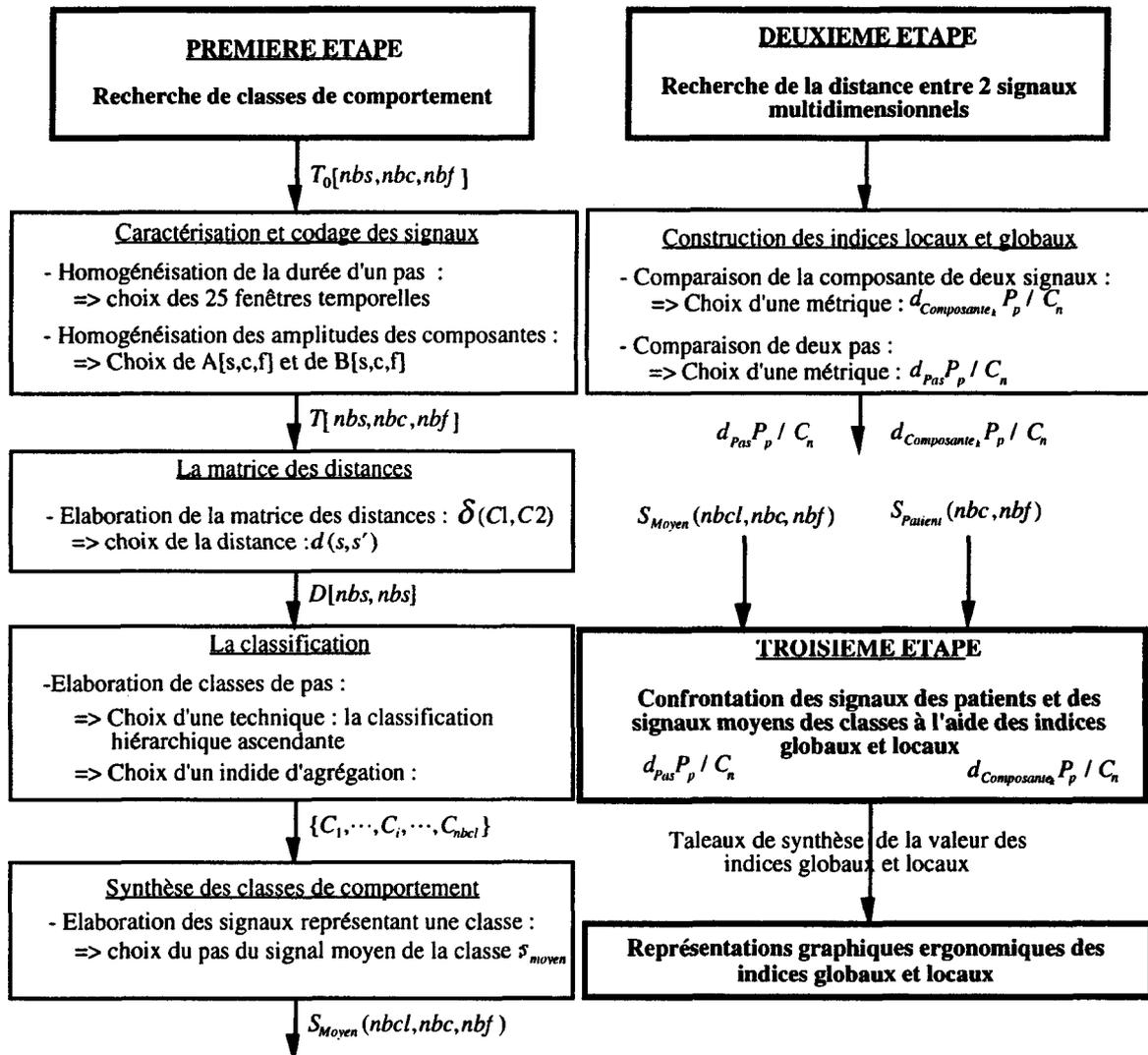


Figure IV.5 : Synthèse des différentes étapes de l'analyse de données.

IV.3. PROPOSITION D'UNE REPRESENTATION GRAPHIQUE DES RESULTATS :

L'objet de ce paragraphe est la représentation des données caractérisant un patient qu'elles soient mesurées, calculées ou issues de la confrontation de ces dernières avec les données résumant les classes de pas, c'est à dire les indices globaux et locaux. L'idée directrice est l'aide à la lecture et à l'interprétation des données caractérisant les pas d'un patient en vue du suivi et de l'évaluation de sa rééducation par le thérapeute.

La proposition qui est faite est de présenter hiérarchiquement les informations sous une forme graphique. Les figures sont tout d'abord synthétiques et représentent pour les premières les (nbcl) indices globaux, c'est à dire la distance entre le signal multidimensionnel d'un pas et les signaux multidimensionnels moyens de chacune des (nbcl) classes et pour les secondes les (nbc) indices locaux qui correspondent aux distances entre les composantes du signal d'un patient et les (nbc) composantes du signal multidimensionnel moyen d'une classe. Cette

démarche est globale et peut être transposée à d'autres domaines. Elle consiste pour le premier temps à évaluer à quelle classe de comportement appartient l'objet (ici un pas) et pour le second temps à déterminer les facteurs (ici les composantes) les plus sensibles, c'est à dire les facteurs s'approchant ou s'éloignant le plus de la norme (ici de petites ou de grandes valeurs des indices). Suite à la présentation des indices, une démarche plus spécifique au contexte de l'étude est proposée. Elle consiste à présenter conjointement les informations temporelles sur les membres inférieurs droit et gauche.

Si la représentation en fonction du temps des différentes informations sur les membres inférieurs droit et gauche ne pose pas de difficulté particulière et se résume à un problème d'organisation de la feuille de résultats, il n'en est pas de même pour la présentation synthétique des valeurs des indices globaux et locaux /LOSLEVER 94/. Le type de représentation graphique qui a été choisi pour les visualiser, est la vue étoile. Ce type de vue a été proposé par /TABORIN 89/ pour le suivi du fonctionnement des procédés industriels. Elle permet alors de représenter de façon synthétique leurs variables les plus significatives. Enfin, dans le même cadre, ce type de vue s'est révélé particulièrement intéressant car sa lecture est rapide et qu'il permet aux opérateurs de discriminer rapidement des états anormaux /KOLSKI 93/.

Dans notre cas, cette représentation multi-variables permettra d'avoir une vue synthétique et facilement interprétable de l'évolution de la rééducation d'un patient.

IV.3.1.Représentation de la distance entre le pas d'un sujet et les pas moyens résumant les classes de pas :

La vue étoile est donc la figure graphique choisie pour représenter les indices globaux. Si l'on suppose que l'analyse de données a mis en évidence n classes de pas, cette étoile sera composée de n branches. Chaque branche est un axe dont le point d'intersection avec les autres branches est son point origine. Ce point correspond à la distance nulle. Les valeurs des distances entre le pas d'un patient (p) et les signaux moyens des classes sont reportés sur chacun des axes et déterminent un ensemble de points. Ces points sont ensuite reliés entre eux pour former un polygone.

Pas réalisés par le membre inférieur droit

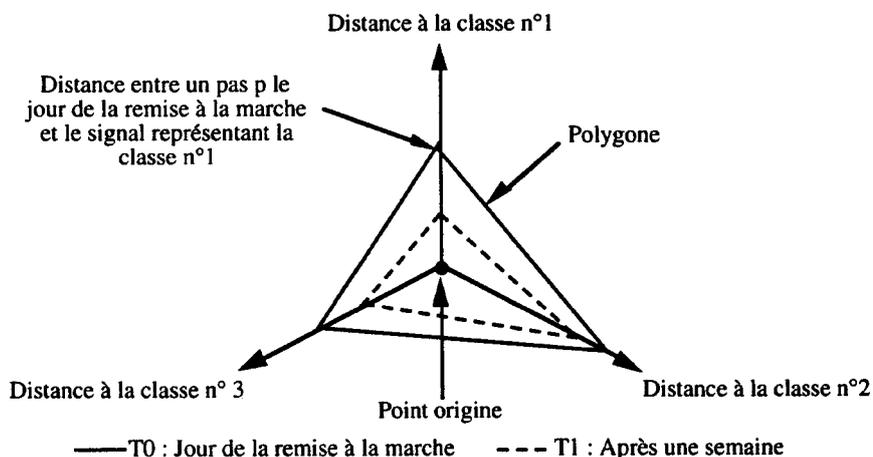


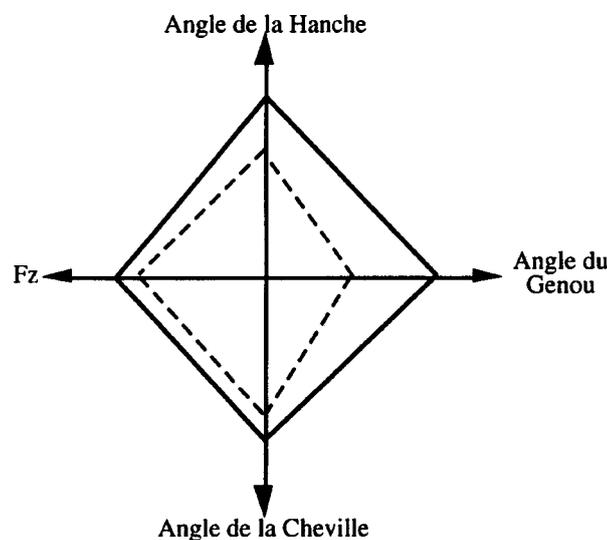
Figure IV.6 : Principe de la représentation des indices globaux.

La figure IV.6 présente les indices globaux pour les classes 1 à 3 des pas réalisés par le membre inférieur droit aux instants T0 et T1. Dans cet exemple, le sujet semble tendre vers la classe n°1. En effet, compte tenu de la formule sur laquelle repose l'indice, plus celui-ci est petit, et plus le pas se rapproche du pas représentant la classe.

IV.3.2.Représentation des distances des composantes caractérisant les sujets et les classes de pas :

De même, la vue étoile permet de représenter la valeur des indices locaux. Chaque branche correspond à l'une des composantes du signal multidimensionnel. Chaque branche est un axe dont l'origine correspond à la valeur nulle de l'indice et sur lequel est reportée la valeur de l'indice local à la composante.

Distance à la classe n°1 pour chaque composante



— T0 : Jour de la remise à la marche - - - T1 : Après une semaine
Figure IV.7 : Principe de la représentation des indices locaux.

La figure IV.7 présente la valeur des indices locaux pour les 4 composantes prises en compte dans notre étude de la marche pathologique, pour la classe n°1 et pour les pas réalisés aux instants T0 et T1 par le membre inférieur droit. Comme précédemment, plus ces indices tendent vers 0 et plus les composantes des pas tendent vers les composantes du pas référence de la classe. Dans la figure présentée, on constate d'une part que de T0 à T1 le pas réalisé par le membre inférieur droit s'est rapproché du pas de référence et d'autre part que la composante la plus sensible à cette variation a été l'angle du genou.

IV.3.3.Représentation des variables cinématiques et dynamiques :

Si les indices globaux et locaux permettent de connaître les caractéristiques principales des pas d'un patient et de leur évolution dans le temps, une présentation graphique des données "brutes" est nécessaire pour affiner l'analyse des tests d'un patient. Ainsi, les variables cinématiques (les angles de la cheville, du genou et de la hanche) et dynamiques tridimensionnelles (les forces et les couples au niveau du sol, de la cheville, du genou et de la hanche) pour les membres inférieurs droits et gauches, sont présentées dans des graphiques semblables à celui de la figure IV.8.

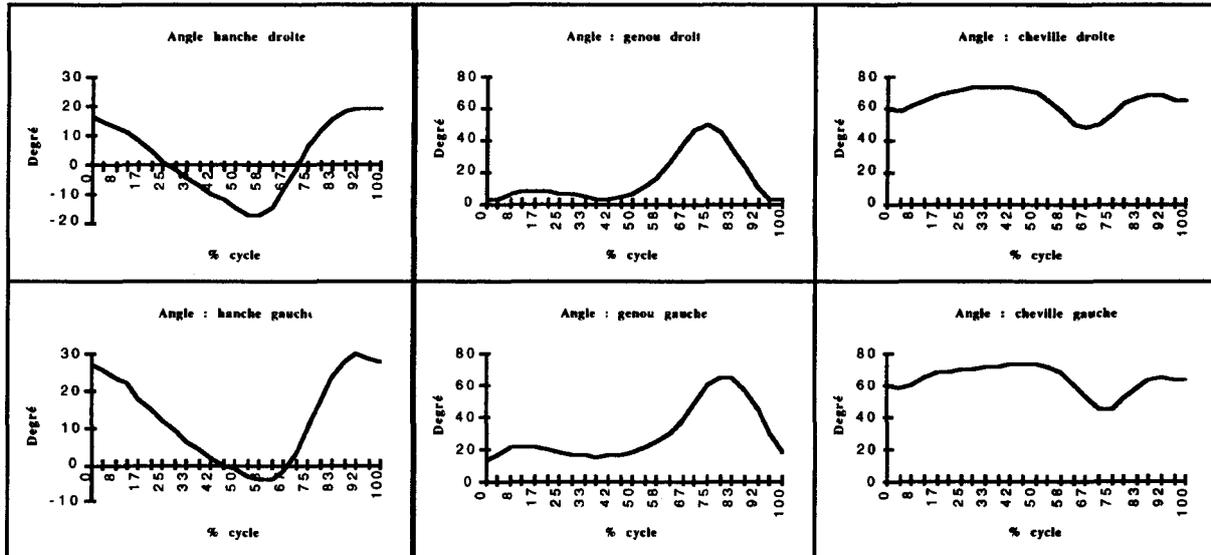


Figure IV.8 : Principe de la présentation des informations pour les membres inférieurs droits et gauches

La figure IV.8 propose une représentation des angles de la hanche, du genou et de la cheville pour les membre inférieurs droit et gauche d'une patiente ayant subi une ligamentoplastie au genou droit, lors d'un test le jour de la remise à la marche avec appui total. Ces figures mettent en évidence d'une part une nette dissymétrie des côtés droit et gauche particulièrement sensible pour les angles du genou et de la hanche et d'autre part une limitation de la flexion du genou (50° pour le genou droit et 65° pour le genou gauche) compensée par une nouvelle stratégie pour passer le pas; en effet, la flexion de hanche de la jambe lésée est moins importante (16° pour le côté droit par rapport à 28° côté gauche) mais son extension est plus importante (-18° pour le côté droit par rapport à -5° pour le côté gauche).

Ainsi, l'examen des données brutes reste essentiel et doit permettre aux thérapeutes de mettre en évidence les anomalies à corriger dans la marche d'un patient.

IV.3.4.Conclusion :

La démarche proposée peut être résumée en quatre grandes phases :

- **La consultation des indices globaux** : Cette phase permet de déterminer d'une part, à quel groupe de comportement s'apparente le pas analysé et donc d'en déduire ses caractéristiques principales et d'autre part, la stratégie mise en œuvre pour le réaliser.
- **La consultation des indices locaux** : Cette phase permet en s'appuyant sur la phase précédente de préciser les composantes les plus liées à une classe. De plus, en observant les vues étoiles des autres classes et en connaissant le comportement qu'elles traduisent, la possibilité est donnée aux thérapeutes de trouver les premières explications à la disjonction de certaines composantes.
- **La consultations des données brutes** : Pendant cette phase, le thérapeute peut vérifier les déductions et analyser finement les anomalies mises en évidence dans les phases précédentes en consultant les signaux bruts.
- **L'évaluation de la rééducation et sa réorientation éventuelle** : Elle reste à l'entière responsabilité du thérapeute. En effet, il est le seul à pouvoir tenir compte tout à la fois du résultat de l'ensemble des tests et de la composante humaine omniprésente dans le traitement des patients.

A titre d'exemple la figure IV.9 propose une fiche de synthèse des résultats de l'analyse de données pour un patient fictif. L'examen des indices globaux de ce patient met en évidence des anomalies sur la jambe droite. En effet, pour celle-ci la valeur des indices est importante pour les trois classes en présence. Elle ne permet pas de réaliser des pas dits "normaux" et ceci quelque soit le test (TO ou T1). La jambe gauche quant à elle, apparaît comme saine et son comportement s'apparente à celui de la classe n°1, classe pour laquelle la valeur de l'indice global est le plus faible. On constate un léger progrès pour la jambe droite de T0 à T1. Les valeurs des indices globaux diminuent. Ceci contribue à faire évoluer la jambe droite vers sa norme, la classe n°1 et à l'éloigner des classes n° 2 et 3.

L'examen des indices locaux confirme pour la jambe gauche son appartenance à la classe de comportement n°1. Pour la jambe droite, les composantes du pas réalisé s'en rapprochent également mais dans une moindre mesure. La composante pour laquelle l'évolution est la plus importante (diminution sensible de l'indice local) est l'angle du genou.

Le thérapeute peut alors aller consulter un graphique de type équivalent à la figure IV.8 et mettre en évidence les anomalies développées au §IV.3.3.

Il possède alors les éléments lui permettant de faire le suivi du patient et de juger de l'évolution de sa rééducation. Il est donc en position compte tenu de l'ensemble du contexte clinique de juger de la rééducation de son patient et de la réorienter si nécessaire.

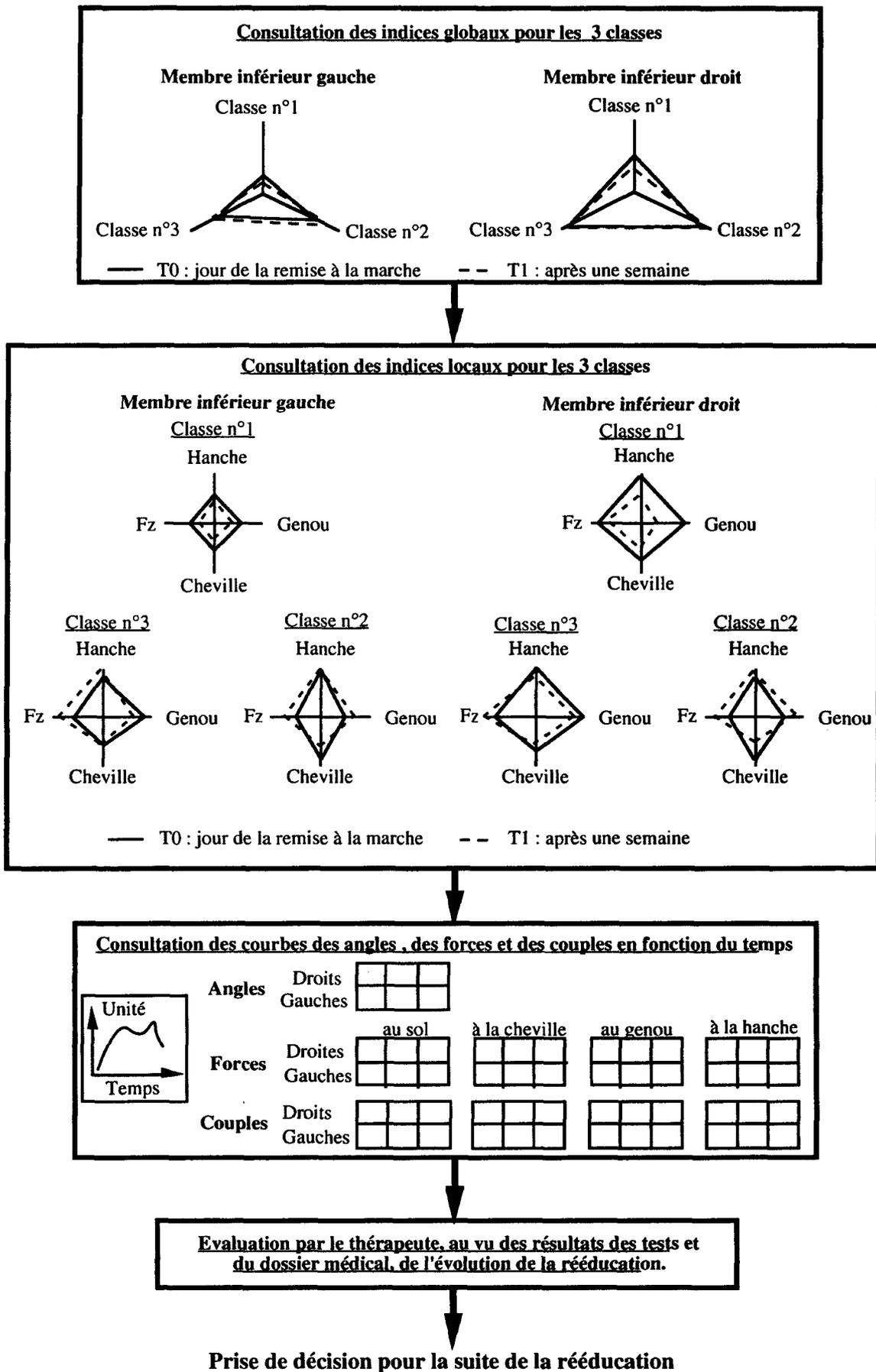


Figure IV.9 : Synthèse de la démarche proposée. /LOSLEVER 94/

IV.4.LES RESULTATS EXPERIMENTAUX:

La présentation des résultats expérimentaux se décompose en deux grandes parties : La présentation de l'analyse des données de la population de référence et l'analyse des résultats des tests d'un patient ayant subi une ligamentoplastie au genou gauche.

IV.4.1: Les résultats de l'analyse de données de la population de référence :

La méthodologie proposée ci-dessus a été appliquée à 110 signaux multidimensionnels caractérisant les pas droit et gauche de 55 sujets. Les composantes retenues pour définir les pas sont les trois angles articulaires de la hanche (A_H), du genou (A_G), de la cheville (A_C) définis au §III.4.7 et la force de réaction verticale du sol (Fz). Ces variables sont souvent retenues dans la littérature pour évaluer un pas /SOUDAN 74/, /CHAO 83/.

Le nombre des composantes caractérisant un pas est limité à quatre en effet, compte tenu de la taille de notre échantillon (55), le nombre de facteurs à étudier simultanément doit être limité. Si l'analyse de données portait sur l'ensemble des variables cinématiques et dynamiques mesurées et calculées à notre disposition, 21 facteurs pourraient être pris en compte ce qui n'est pas réaliste compte tenu de la taille de notre échantillon. Enfin, il n'a pas été possible d'intégrer à l'analyse de données, les variables dynamiques articulaires issues du modèle car comme le précise §III.2.3, les sujets sains testés sont au nombre de 55, 42 issus des expérimentations réalisées pour la thèse de /LAASSEL 92a/ et 13 issus de la nouvelle série d'expérimentations. Les 42 premiers sujets ont été testés sans acquérir l'ensemble des informations nécessaires au fonctionnement du modèle. En effet, ce dernier et les dispositifs expérimentaux qui lui sont associés n'existaient pas.

IV.4.1.1.Les résultats de la classification :

La classification fait essentiellement apparaître deux classes C1 et C2, l'une composée de 28 signaux et l'autre de 82 signaux. Elles regroupent donc respectivement 25% et 75% de la population. Les courbes moyennes des quatre composantes sont données figure VI.11.

Il est à noter que ces classes sont bien distinctes et qu'elles ont des écarts nettement plus élevés que l'erreur de mesure. Si cet écart est résumé, pour chaque composante des deux classes, par la valeur efficace de leur signal différence ($V_{eff}(C1,C2)$), le rapport ($V_{eff}/Erreur$) entre cette valeur et l'erreur de mesure sur la composante ($Erreur$) varie de 2,75 à 13 (voir Tableau VI.10).

| Composantes | $V_{eff}(C1-C2)$ | Erreur | $V_{eff}/Erreur$ |
|--------------------|------------------------------------|----------------|------------------------------------|
| Hanche | 5,9° | 2° | 2,95 |
| Genou | 10,6° | 2° | 5,3 |
| Cheville | 5,5° | 2° | 2,75 |
| Fz | 1,69 daN/Poids | 0,13 daN/Poids | 13 |

Tableau IV.10 : Synthèse des caractéristiques des signaux.

Remarques : L'erreur de 2° sur les angles vient de la majoration des valeurs du tableau III.14 du chapitre précédent. Celui-ci réalise une synthèse des erreurs de mesure cinématique en

mode dynamique. Les valeurs des erreurs sur les forces sont obtenues en divisant les valeurs de la précision de mesure selon l'axe z (§III.3.2) par le poids moyen de la population étudiée (§III.2.3).

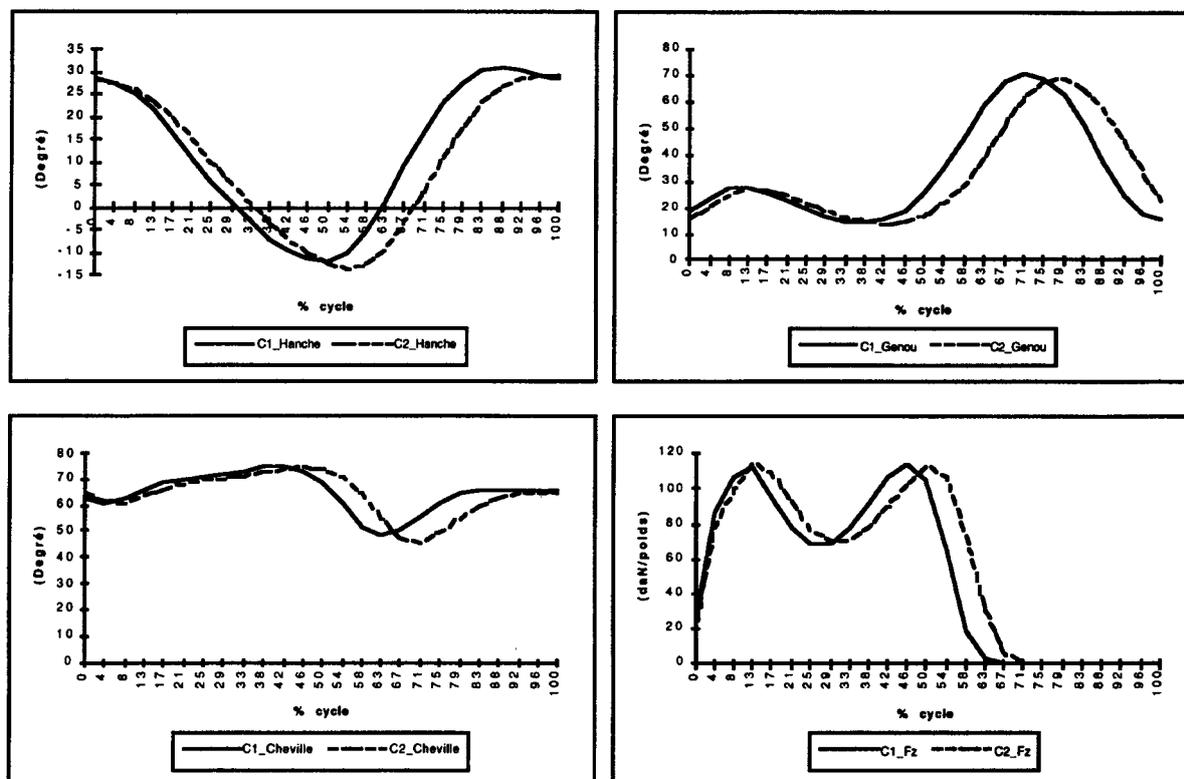


Figure IV.11 : Représentation des composantes moyennes du signal multidimensionnel pour les deux classes trouvées.

Le tableau IV.12 présente la distance qui sépare les classes C1 et C2 lorsque celle-ci est calculée à partir de l'indice global $d_{Pas} P_p / C_n$ et ses variations extrémales lorsque l'on ajoute et que l'on soustrait son erreur de mesure à chaque composante.

| Distance entre C1 et C2 | Variation pour +/- l'erreur de mesures sur les composantes |
|-------------------------|--|
| 0,53 | 0,52 / 0,57 |

Tableau IV.12 : Distance entre les classes C1 et C2 et ses variations

Le tableau IV.13 présente les distances qui séparent les composantes des classes C1 et C2 lorsque celles-ci sont calculées à partir de l'indice local $d_{Composante_k} P_p / C_n$ et leurs variations extrémales lorsque l'on ajoute ou que l'on soustrait à chaque composante son erreur de mesure.

| | Fémur | Genou | Cheville | Fz |
|---|-------|-------|----------|------|
| Distance entre les composantes de C1 et de C2 | 0,39 | 0,59 | 0,74 | 0,38 |
| Variations de la valeur de l'indice pour +/- l'erreur de mesure sur la composante | 0,37 | 0,60 | 0,75 | 0,38 |
| | 0,45 | 0,61 | 0,85 | 0,38 |

Tableau IV.13 : Distances entre les composantes des signaux moyens des classes C1 et C2 et leurs variations

IV.4.1.2. Analyse des résultats de la classification :

Les deux classes mises en évidence par la classification possèdent des caractéristiques semblables aux deux types de marches présentés dans /SOHIER 89/. "Ces deux types de marches constituent une adaptation de la machine humaine aux deux grands types de forces déséquilibratrices initiales, celles qui viennent du haut et naissent du tronc, celles qui viennent du bas, montent du bassin et de la poussée podale postérieure." /SOHIER 89/. Ces deux grandes catégories de Marche dites "celle qui vient d'en Bas" (MB) et "celle qui vient d'en Haut" (MH) se distinguent principalement par un décalage temporel /SOHIER 89/ au niveau de la fin de la phase de double appui (voir figure IV.14).

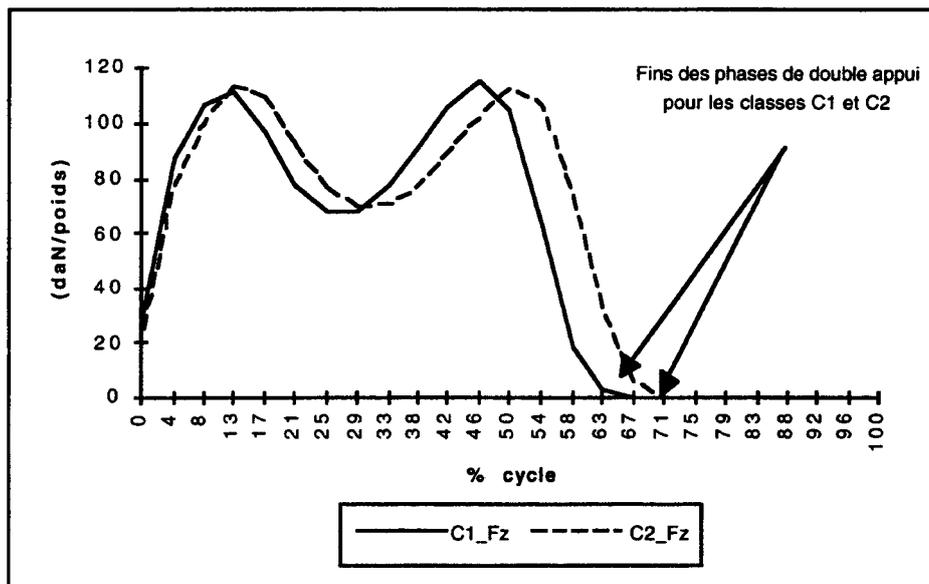


Figure IV.14 : Mise en évidence du décalage temporel entre les classes C1 et C2.

Le décalage temporel a été évalué à 3% de la durée du cycle de marche dans /SOHIER 89/ sur 2 cas représentatifs de la MH et de la MB. Pour la population que nous avons testée, sa valeur est voisine de 4% de la durée du cycle.

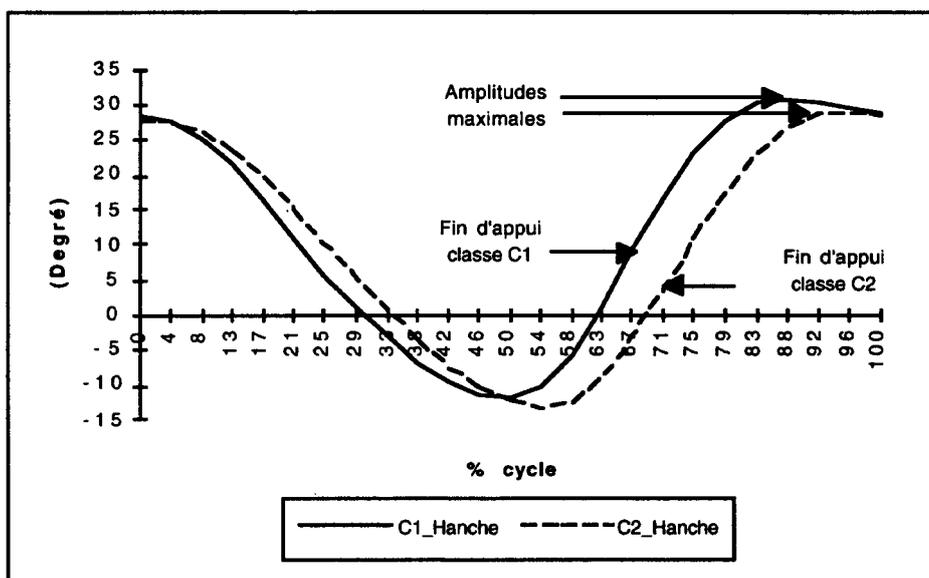


Figure IV.15 : Mise en évidence des caractéristiques de C1 par rapport à C2.

En effet, dans la MB, la durée relative de la phase d'appui est plus longue permettant à la poussée podale de se développer tandis que dans la MH, le corps part d'emblée en avant et emporte le membre postérieur en phase oscillante /SOHIER 89/ (voir figure IV.15). Ainsi, la classe n°1 correspondrait à la MH et la classe n°2 à la MB.

La figure IV.15 permet de mettre en évidence l'angle que fait le fémur avec la verticale à la fin de la phase de double appui. Pour la classe C1 (MH), la valeur de cet angle est de 9° tandis que pour la classe C2 (MB) sa valeur est de 4° . Ceci corrobore la description des deux types de marche dans /SOHIER 89/ qui pour la MH, précise que "*le corps part d'emblée vers l'avant et emporte le membre oscillant*" tandis que pour la MB "*l'élancement attend la poussée podale*".

IV.4.1.3. Conclusion :

La méthodologie proposée au §IV.2 a permis de mettre en évidence dans notre population témoin, deux grandes classes de pas C1 et C2. Il a été mis en évidence que ces deux classes sont bien distinctes et que chacune de leurs composantes est au moins distante de 2,75 fois l'erreur de mesure. Ces classes ont été résumées par leur pas moyen et les caractéristiques de ces pas correspondent aux descriptions des deux grandes catégories de marche décrites par /SOHIER 89/. Dans la seconde partie de ce paragraphe, les résultats des tests d'un patient vont être présentés en utilisant les deux classes pour analyser l'évolution de sa rééducation.

IV.4.2. Présentation des résultats des tests d'un patient :

La présentation des résultats des tests du patient suit l'organisation proposée au §IV.3. Néanmoins, il est impossible dans le cadre de ce chapitre de présenter l'ensemble des résultats des 5 tests hebdomadaires réalisés par les 5 patients. En effet, pour chacun de ces tests, qui seront respectivement appelés T1, T2, T3, T4 et T5, 42 courbes sont à présenter. En conséquence, dans la suite de ce chapitre, un patient a été choisi pour illustrer la démarche proposée et seuls les résultats essentiels ou permettant d'apporter un éclairage particulier sont reportés. Néanmoins, en annexe IV est présenté l'ensemble des résultats du premier test du patient choisi et dans un but de clarté, les représentations graphiques des indices globaux et locaux sont représentées en pleine page à l'annexe V.

IV.4.2.1. La valeur des indices globaux et locaux :

Le tableau IV.16 et la figure IV.17 présentent les résultats du calcul des indices globaux pour le patient sélectionné par rapport aux 2 classes décrites précédemment. La vue étoile est modifiée par rapport à la proposition de représentation graphique des indices globaux faite au §IV.3.1. En effet, lorsque le nombre de classes est égal à 2, il est plus judicieux d'inverser la vue étoile, c'est à dire représenter les classes en fonction des tests et non le contraire. Néanmoins, l'interprétation de la vue étoile est alors modifiée. Ainsi, lorsqu'un patient se rapproche progressivement au cours des différents tests d'une classe de comportement, une spirale se dessine de l'extérieur de la vue étoile vers son centre.

| | Coté droit (sain) | | | | | Coté gauche (lésé) | | | | |
|-----|-------------------|------|------|------|------|--------------------|------|------|------|------|
| | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 |
| C 1 | 0,31 | 0,25 | 0,26 | 0,35 | 0,32 | 0,29 | 0,26 | 0,27 | 0,29 | 0,37 |
| C 2 | 0,52 | 0,51 | 0,51 | 0,69 | 0,58 | 0,54 | 0,52 | 0,46 | 0,46 | 0,66 |

Tableau IV.16 : Valeurs pour les classes C1 et C2 de l'indice global pour les membres sain et lésé du patient.

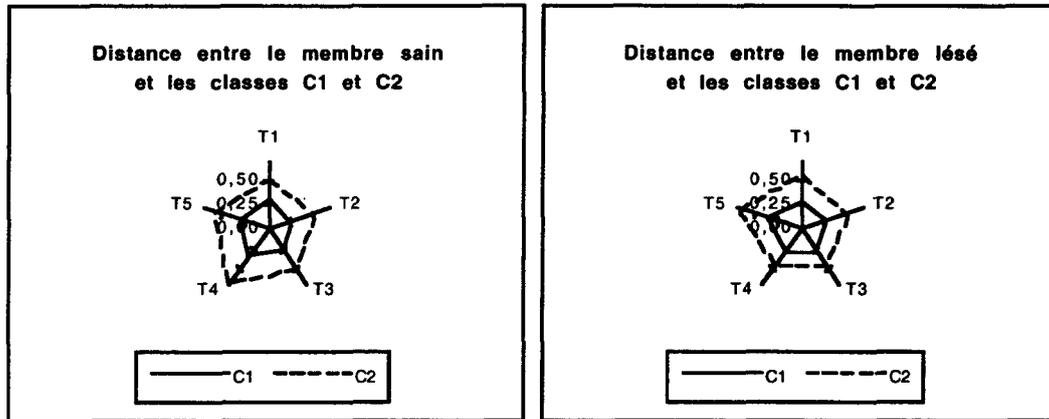


Figure IV.17 : Représentation graphique des indices globaux (échelle [0; 0,7]).

Le tableau comme les graphiques, fait apparaître que le comportement du patient pour le membre sain comme pour le membre lésé, s'apparente plus à celui de la classe n°1 sans pour cela lui être identique. Ainsi, il y a autant de distance entre la classe n°2 (C2) et la classe n°1(C1) qu'entre C2 et le patient (voir aussi tableau IV.12). De même, la distance entre C1 et le patient est légèrement supérieure à la moitié de la distance qui sépare C1 et C2. Mais, compte tenu d'une part, de la faible évolution de l'indice global au cours des différents tests hebdomadaires et d'autre part, de la variation de 0,05 (tableau IV.12) de l'indice global liée aux erreurs de mesure respectives à chacune des composantes, il est objectivement difficile de juger des progrès du patient à partir des indices globaux. Toutefois, il faut tempérer ce résultat qui peut apparaître comme décevant dans la mesure où, premièrement l'indice est global et que deuxièmement comme le souligne les auteurs p 35 dans /PLAS 89/ "il est à noter que le sujet peut masquer son déficit dans la marche usuelle si l'enraidissement (du genou) en flexion ne dépasse pas 30° (ce qui est le cas de ce patient); toutefois, à la marche rapide et à la course la boiterie apparaît".

Un examen rapide des figures IV.19 et IV.21, représentant les indices locaux pour C1 (tableau IV.18) et pour C2 (tableau IV.20) pour les membres sain et lésé, appelle une remarque : les tendances observées à partir des indices globaux se confirment (les échelles des vues étoiles pour les classes C1 et C2 ne sont pas identiques dans le but d'augmenter la lisibilité des figures et tendent à masquer, bien qu'elle soit déjà évidente, la tendance du patient à se rapprocher dans son comportement de la classe C1).

La comparaison des composantes des pas droits (sains) et gauches (lésés) avec les composantes du pas moyen de C2 met en évidence comme l'observation des indices globaux une distance importante entre les composantes de ces pas et les composantes du pas moyen de C2, hormis pour l'angle du fémur du membre lésé qui semble sensiblement à la même distance

de C1 et de C2. Par conséquent, la présentation de l'exploitation des résultats des indices locaux va se focaliser sur l'étude du tableau IV.18 présentant les valeurs d'indices locaux par rapport à la classe C1 et pour chacune des composantes.

| C1 | Côté Droit (sain) | | | | Côté Gauche (lésé) | | | |
|----|-------------------|-------|----------|------|--------------------|-------|----------|------|
| | Hanche | Genou | Cheville | Fz | Hanche | Genou | Cheville | Fz |
| T1 | 0,20 | 0,45 | 0,42 | 0,16 | 0,23 | 0,34 | 0,37 | 0,22 |
| T2 | 0,23 | 0,26 | 0,37 | 0,14 | 0,30 | 0,34 | 0,24 | 0,18 |
| T3 | 0,20 | 0,24 | 0,45 | 0,15 | 0,28 | 0,30 | 0,29 | 0,23 |
| T4 | 0,21 | 0,36 | 0,69 | 0,12 | 0,28 | 0,27 | 0,38 | 0,22 |
| T5 | 0,20 | 0,27 | 0,70 | 0,12 | 0,17 | 0,44 | 0,65 | 0,21 |

Tableau IV.18 : Valeurs pour la classe C1 des indices locaux pour les membres sain et lésé.

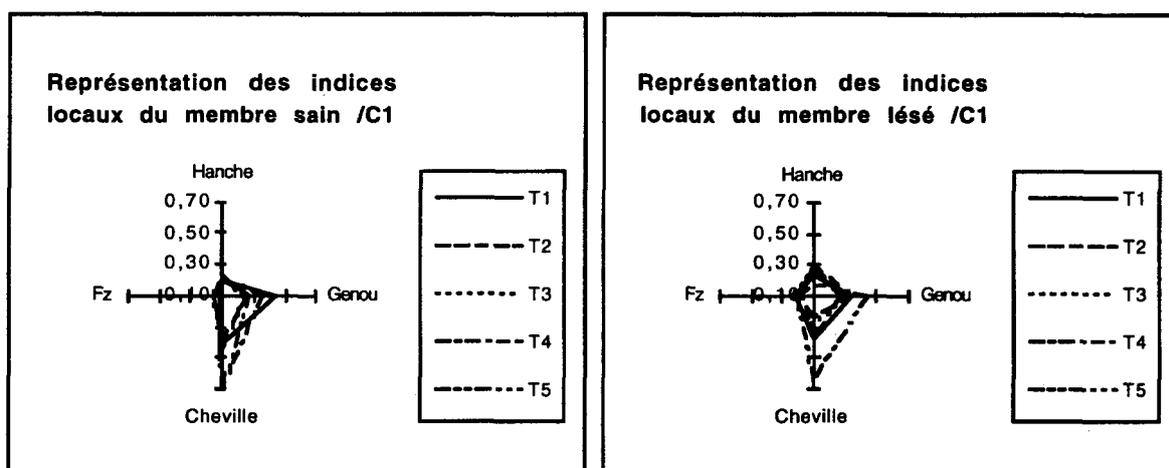


Figure IV.19 : Représentation graphique des indices locaux pour C1 (échelle [0,1; 0,7]).

| C2 | Côté Droit (sain) | | | | Côté Gauche (lésé) | | | |
|----|-------------------|-------|----------|------|--------------------|-------|----------|------|
| | Hanche | Genou | Cheville | Fz | Hanche | Genou | Cheville | Fz |
| T1 | 0,31 | 0,79 | 0,67 | 0,31 | 0,22 | 0,72 | 0,89 | 0,35 |
| T2 | 0,26 | 0,63 | 0,83 | 0,33 | 0,21 | 0,64 | 0,89 | 0,33 |
| T3 | 0,37 | 0,7 | 0,67 | 0,29 | 0,32 | 0,64 | 0,58 | 0,29 |
| T4 | 0,47 | 0,78 | 1,02 | 0,47 | 0,27 | 0,62 | 0,68 | 0,28 |
| T5 | 0,27 | 0,64 | 1,05 | 0,33 | 0,32 | 0,87 | 1,05 | 0,41 |

Tableau IV.20 : Valeurs pour la classe C2 de l'indice local pour les membres sain et lésé.

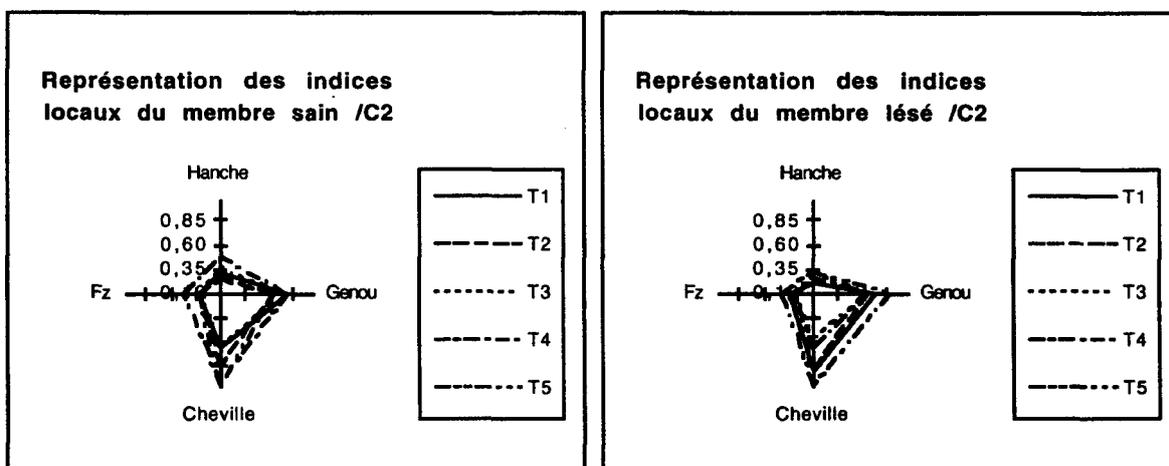


Figure IV.21 : Représentation graphique des indices locaux pour C2 (échelle [0,1; 1,05]).

Les variables dont les valeurs des indices locaux peuvent être jugées comme stables compte tenu des variations que peuvent induire les erreurs de mesure sont pour le membre sain, l'angle de la hanche et la force de réaction verticale et pour le membre lésé, l'angle du genou pour les 4 premiers tests et la force de réaction verticale. Pour le côté sain comme pour le côté lésé, il semble logique de retrouver ce résultat.

En effet, pour le membre sain, l'angle de la hanche ou plus précisément l'angle que fait le fémur avec la verticale détermine les caractéristiques principales du pas comme sa longueur. Par conséquent, l'allure de la courbe qui le représente, reste pratiquement identique d'un pas à l'autre, tout comme celle de la force de réaction verticale qui peut être présentée comme la synthèse et le résultat du déplacement des segments corporels composant la jambe. Néanmoins pour cette dernière variable, si les valeurs des indices locaux montrent pour le côté lésé que son allure s'apparente à celle de la composante correspondante à la classe C1, ceci est encore plus évident pour le membre sain ($\approx 0,14$ pour membre sain, contre $\approx 0,21$ pour membre lésé et une distance entre les forces verticales de C1 et de C2 de 0,38).

Pour le membre lésé, la faible variation des indices locaux de l'angle du genou pour les 4 premiers tests est explicable. En effet, le patient pendant les premières semaines de sa rééducation, contrôle consciemment ou inconsciemment ses mouvements au niveau du genou de façon à limiter la douleur et l'inconfort. /ANDRIACCHI 90/

De même, les variations simultanées des variables, comme le genou et la cheville pour le membre sain et, comme la hanche et la cheville pour le membre lésé, sont logiques. Elles correspondent aux compensations nécessaires, réalisées grâce à ces articulations, visant à pallier les contraintes imposées au mouvement du genou lésé et de la hanche saine qui détermine l'allure générale du pas.

Enfin pour le dernier test (T5), le contrôle du genou lésé semble être moins omniprésent ($\approx 0,30$ pour les 4 premiers tests contre 0,44 pour le cinquième) ce qui permet à toutes les autres composantes de se rapprocher du comportement de la classe C1 et par conséquent de voir la valeur de leur indice local diminuer significativement, hormis pour l'articulation de la cheville.

Ainsi, à partir de cette dernière constatation et de ce qui précède, une hypothèse qui devra être vérifiée peut être émise. Il semble que les ajustements les plus importants de la marche sont réalisés tout d'abord grâce à la hanche puis par le genou et pour les plus fins par la cheville.

IV.4.2.2. Un exemple de représentation graphique d'une variable cinématique en fonction du pourcentage du cycle : l'angle du genou.

La figure IV.22 illustre les propos précédents et les complète. Les courbes, en fonction du pourcentage du cycle de l'angle du genou, pour les membres sains et lésés lors du test T1 (jour de la remise à la marche) et lors du test T5 (premier jour de la 5^{ième} semaine de rééducation) font apparaître que l'organisation temporelle des pas du sujet est proche de celle de la classe C1, c'est à dire une durée de phase d'appui réduite par rapport à la classe C2.

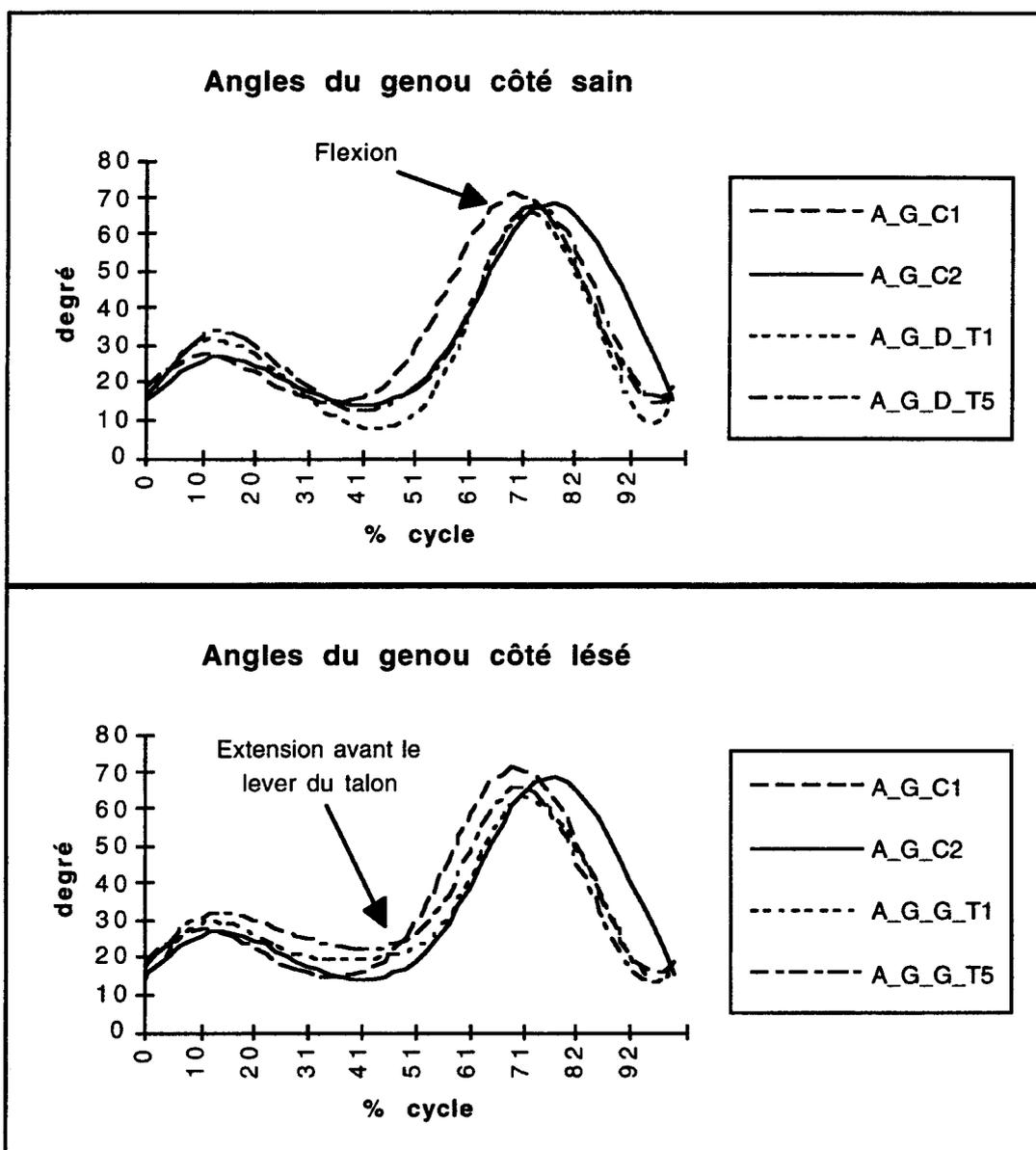


Figure IV.22 : L'angle du genou des membres sain et lésé lors du premier et du dernier test.

De plus, on peut constater sur ces figures que pour le membre sain, la valeur maximale de l'angle est proche de celle des classes C1 et C2 mais que lors du premier test, sa valeur minimale est largement inférieure pour pallier le manque de mobilité du membre lésé. Cette anomalie a disparu lors du dernier test et la valeur de l'angle avant le lever du talon prend une valeur proche de celle des classes C1 et C2. Pour le membre lésé, l'insuffisance de l'amplitude articulaire est visible lors du premier passage pour la flexion et l'extension du genou avant le lever du talon. Ce déficit est partiellement comblé pour la flexion du genou lors du dernier passage. Néanmoins, pour l'extension du genou avant le lever du talon, celui-ci s'est accru.

Les indices locaux et globaux, ont permis de mettre en évidence que le patient a un comportement plus proche de la classe C1 que de la classe C2, c'est à dire à une marche qui s'apparente à la MH. Ceci est compréhensible, en effet, le sujet compte tenu de son handicap ne peut pas se permettre d'avoir une marche puissante qui solliciterait trop ses articulations mais doit adopter une marche légère qui utilise l'inertie corporelle pour limiter les douleurs et

l'inconfort au niveau du genou lésé. Les indices locaux ont mis en évidence que les composantes les plus sensibles sont l'angle du genou et de la cheville. En effet, comme le précise la figure IV.22, le patient limite l'amplitude articulaire de son genou douloureux et sollicite ses chevilles, son genou sain et, dans une moindre mesure, la hanche de son côté lésé pour pallier son handicap.

Si un œil averti est capable lors des tests de faire les mêmes observations et d'en tirer les mêmes conclusions, le modèle biomécanique des membres inférieurs permet d'aller plus loin dans la compréhension du mouvement en fournissant des données inobservables pour le praticien : les forces et les couples articulaires.

IV.4.2.3. Un exemple de représentation graphique de variables dynamiques en fonction du pourcentage du cycle : le couple en x et la force en z au niveau du genou.

Les figures IV.23 et IV.24 présentent respectivement deux variables dynamiques pour les tests T1 et T5, le couple qui engendre la flexion et l'extension du genou (C_x) et la force verticale (F_z) dont les intensités sont les plus importantes au niveau de l'articulation du genou, qui dans le cadre de cette étude est l'articulation lésée.

La comparaison des courbes du couple en x pour le genou sain et lésé (figure IV.23) conduit à formuler trois remarques : premièrement, pendant la phase d'appui approximativement de 0 à 60% du cycle les courbes sont différentes et pendant la phase oscillante elles sont semblables. En effet, c'est pendant la période d'appui que l'intensité des contraintes articulaires est la plus importante. Deuxièmement, l'intensité maximale de C_x pour le membre lésé est significativement inférieure à celle du membre sain. Ceci peut correspondre à un phénomène de protection de l'articulation lésée qui vise à limiter les contraintes en son sein. Ce phénomène de protection est également amplifié par l'allure du couple produit par le genou lésé. En effet, ce dernier ne devient jamais négatif ce qui peut traduire un contrôle permanent de l'articulation lésée, afin d'en assurer une bonne stabilité et de limiter l'inconfort. Enfin, si les couples en x étaient dérivés, les valeurs de la dérivée pour le membre sain seraient plus importantes que pour le membre lésé, ce qui peut être traduit physiquement par la volonté de limiter les chocs au niveau de l'articulation lésée. Enfin troisièmement, entre le premier et le dernier test réalisé, l'intensité du couple C_x augmente pour les membres sain et lésé mais l'allure des courbes reste identique. Ainsi, le patient après quatre semaines de rééducation continue à protéger son articulation lésée.

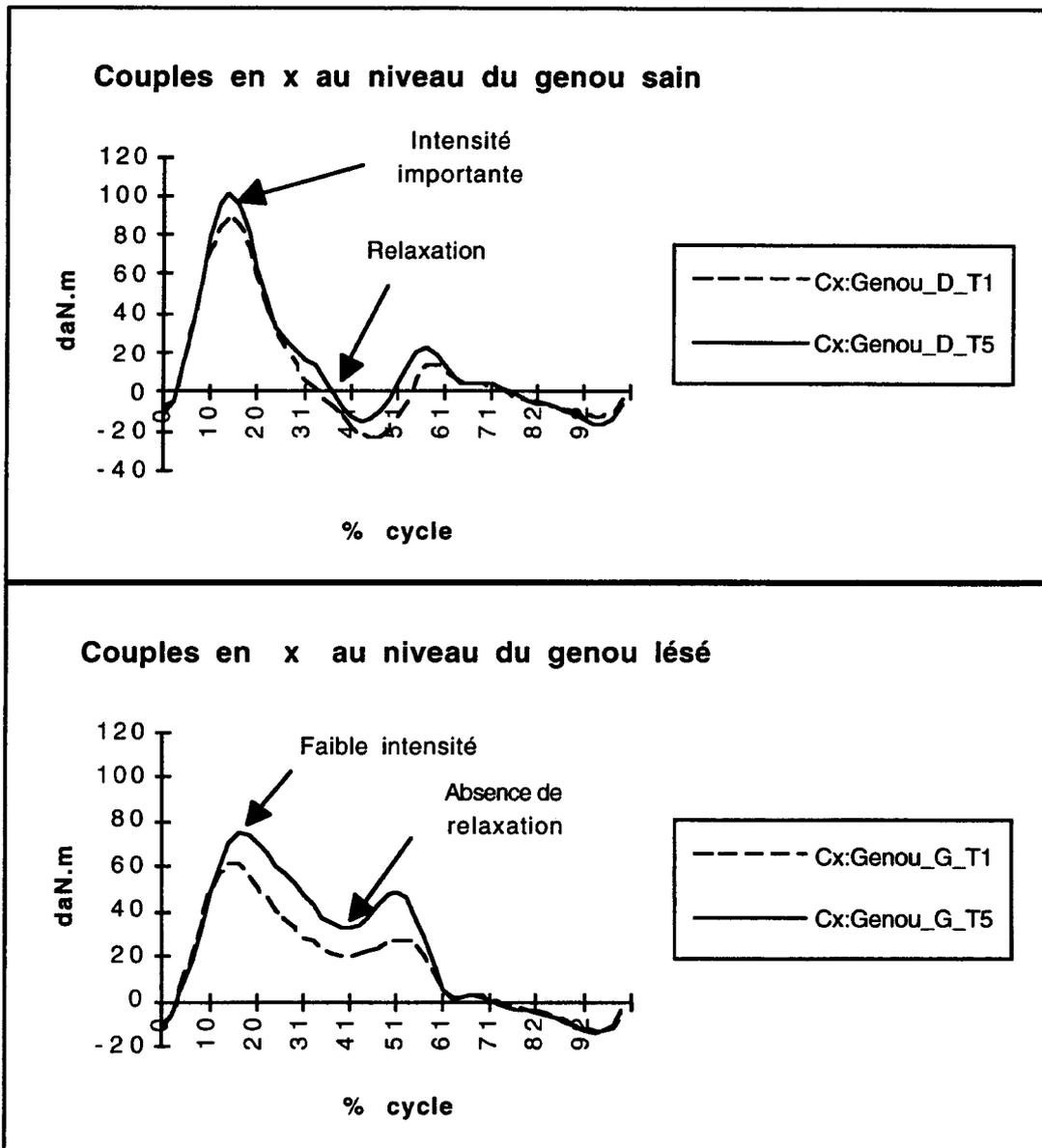


Figure IV.23 : Couples en x (engendrant la flexion et l'extension) au niveau du genou.

Les forces en z suivent le même découpage que les couples Cx. Pendant la phase d'appui, celles-ci sont différentes et d'intensités supérieures pour le membre sain; pendant la phase oscillante, elles sont semblables. Comme précédemment, ceci peut correspondre à la volonté du patient de protéger son articulation. L'observation des courbes montre que le patient protège son articulation principalement lors de l'attaque du talon et dans une moindre mesure pendant la phase de propulsion. Pour le membre sain, lors du premier passage (jour de la remise à la marche), le patient limite aussi l'intensité de Fz lors de l'attaque du talon afin de limiter les chocs sur l'ensemble du système musculo-squelettique et de maîtriser en permanence sa progression. Ce phénomène qui peut être traduit par une certaine appréhension, a disparu pour le membre sain lors du dernier passage. Néanmoins, pour le membre lésé le phénomène persiste et l'intensité de Fz lors de l'attaque du talon reste toujours inférieure à son intensité lors de la phase de propulsion.

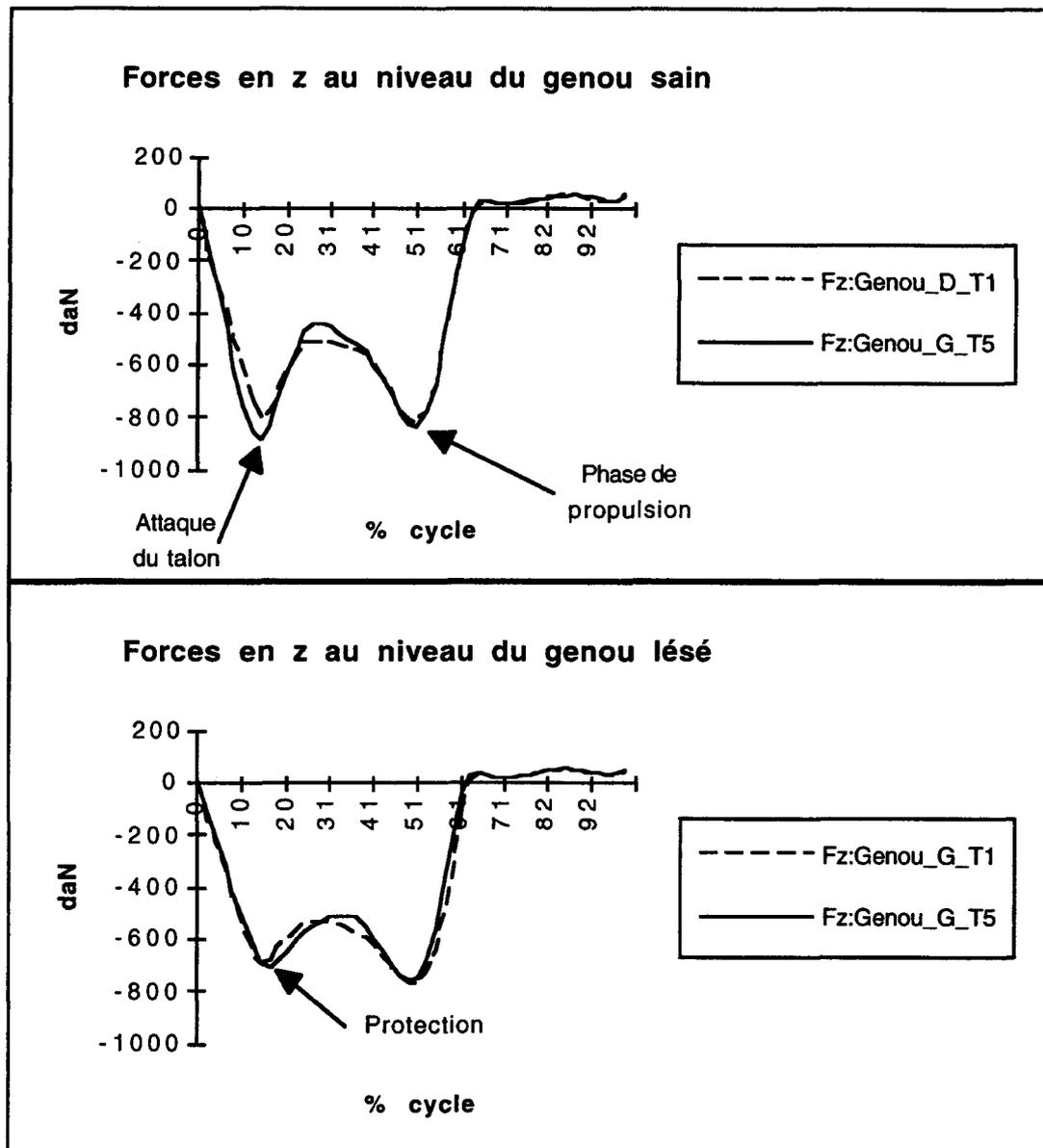


Figure IV.24 : Forces en z (verticales) au niveau du genou.

L'analyse des courbes se trouvant à l'annexe IV révèle deux grands phénomènes. D'une part, on peut constater que les contraintes appliquées aux membres sain et lésé ne sont pas identiques et traduisent le phénomène de protection qui a été mis en évidence précédemment. Ainsi, la protection du genou ne se traduit pas seulement par une limitation des forces et des couples au niveau de l'articulation lésée mais à l'ensemble du membre qui s'organise de façon à pallier le handicap. Les articulations du membre sain sont par conséquent sollicitées plus intensément et peuvent, elles aussi, subir à terme des détériorations.

D'autre part, pour les courbes du couple en x, le couple permettant la flexion et l'extension de hanche, est plus important pour le membre lésé. En effet, l'amplitude du genou est limitée (voir courbe IV.22 la limitation de la flexion et de l'extension du genou pour le membre lésé) et est artificiellement raidie par un couple articulaire qui ne s'annule jamais pendant la phase d'appui (voir courbe IV.23 l'absence de relaxation de Cx pour le membre lésé) et qui conduit à un accroissement de l'effort à fournir au niveau de la hanche du membre lésé

pour passer le pas. Ainsi, certaines des articulations adjacentes à l'articulation lésée peuvent, elles aussi, être plus intensément sollicitées et comme pour les articulations du membre sain, subir des détériorations.

Si l'annexe IV présente les courbes des variables dynamiques articulaires d'un patient lors de son premier test, des constatations comparables peuvent être faites sur les courbes du dernier test. Le modèle se révèle donc comme un outil précieux pour évaluer d'une part les déséquilibres des contraintes existant entre le membre sain et le membre lésé et d'autre part pour évaluer l'importance des détériorations possibles des articulations controlatérales et adjacentes à l'articulation lésée.

IV.4.2.4. Les résultats des tests d'efforts statiques au niveau de l'articulation du genou :

Le tableau IV.25 présente les résultats des tests réalisés par le même patient sur une machine permettant d'enregistrer les efforts statiques produits au niveau du genou : le genutest.

| | Coté lésé | | | | Coté sain | | | |
|-----------|------------------|-----------|----------------|-----------|------------------|-----------|----------------|-----------|
| | <i>Extension</i> | | <i>Flexion</i> | | <i>Extension</i> | | <i>Flexion</i> | |
| | MFM | CM | MFM | CM | MFM | CM | MFM | CM |
| T1 | 103 | 94 | 101 | 98 | 168 | 159 | 116 | 108 |
| T2 | 146 | 136 | 122 | 117 | 186 | 173 | 111 | 99 |
| T3 | 163 | 153 | 104 | 96 | 217 | 198 | 113 | 103 |
| T4 | 187 | 176 | 107 | 100 | 194 | 178 | 114 | 104 |
| T5 | 196 | 186 | 113 | 107 | 229 | 216 | 146 | 136 |

Tableau IV.25 : Valeurs du couple maximal (MFM) et du couple moyen (CM) lors du test en mode statique en N.m.

Ces tests mettent en évidence un net renforcement musculaire dû à la musculation lors de la rééducation (voir tableau IV.26).

| | Coté lésé | | | | Coté sain | | | |
|------------------|------------------|-----------|----------------|-----------|------------------|-----------|----------------|-----------|
| | <i>Extension</i> | | <i>Flexion</i> | | <i>Extension</i> | | <i>Flexion</i> | |
| | MFM | CM | MFM | CM | MFM | CM | MFM | CM |
| T1->T5 | 90% | 98% | 12% | 9% | 36% | 36% | 25% | 26% |

Tableau IV.26 : Gain sur les couples selon les mouvements et les membres entre le premier (T1) et le dernier test (T5).

A travers le tableau IV.26, les membres sain et lésé ainsi que les deux grands types de groupes musculaires, les extenseurs et les fléchisseurs du genou se distinguent sensiblement. Les gains sur les extenseurs du genou, groupe musculaire constitué de muscles puissants sont logiquement importants et ce d'autant plus que le membre était lésé et travaillait peu. S'il était prévisible que le gain des fléchisseurs du genou soit plus faible, à l'inverse de ce qui avait été constaté précédemment, ce sont les gains côté sain qui sont les plus importants. Néanmoins, ce phénomène est compréhensible car ces mouvements de flexion engendrent des tiroirs anatomiques (translation d'arrière en avant) au niveau du genou qui se révèlent inconfortables et le membre réagit d'autant plus qu'il est lésé.

Si l'on regarde uniquement les résultats de cette machine de tests statiques, on peut penser que le patient a fait des progrès importants et que son investissement musculaire pendant la marche sera plus important. Néanmoins, les courbes des figures IV.23 et IV.24 du modèle mettent en évidence que premièrement, le gain n'est pas aussi important et que deuxièmement, l'allure des courbes n'est que peu modifiée. Le modèle se révèle donc comme un outil plus précis et plus adapté pour évaluer l'évolution et le suivi de la rééducation d'un patient.

IV.4.2.5.Conclusion :

La lecture des tableaux et des figures représentant les indices globaux et locaux a permis dans le cas de ce patient, ayant subi une ligamentoplastie de genou, de mettre en évidence d'une part, un comportement de marche qui s'apparente plus à celui de C1 qu'à celui de C2 et d'autre part, que les composantes subissant les transformations les plus importantes pendant la rééducation sont, pour les variables étudiées, l'angle du genou et de la cheville. L'examen d'une variable cinématique : l'angle du genou a permis de mettre en évidence l'évolution de la dynamique angulaire au cours des 4 semaines de rééducation. Quant à l'examen des deux variables dynamiques, le couple engendrant la flexion et l'extension du genou d'une part et la force verticale au niveau du genou d'autre part, il a révélé l'accroissement au cours des 4 semaines de rééducation de la puissance musculaire engendrée et des contraintes supportées au niveau des genoux sain et lésé. Mais, il a surtout souligné l'appréhension encore très présente chez le sujet, d'utiliser son membre lésé comme son membre sain ce qui se traduit par un déséquilibre des contraintes au niveau des chaînes articulaires qui peut conduire à terme à une détérioration des articulations adjacentes et controlatérales. Enfin, il a été mis en évidence que si les machines de tests statiques peuvent mesurer efficacement le renforcement musculaire durant la rééducation, elles ne permettent pas d'estimer les déficits fonctionnels de la marche.

IV.5.CONCLUSION :

Ce chapitre a proposé d'une part, une démarche d'analyse de la marche normale et de modélisation de celle-ci sous la forme de classes (résumées par un pas moyen les caractérisant) et d'autre part, des indices (critères quantitatifs) permettant de juger de l'appartenance d'un pas à l'une des classes, mises en évidence. Ces indices ont été utilisés dans le cadre de la marche pathologique pour juger de l'évolution de la rééducation d'un patient ayant subi une chirurgie réparatrice des ligaments croisés du genou. Dans un but d'ergonomie, une proposition de représentation graphique des indices sous la forme de vue étoile a été présentée. Cette méthodologie a été appliquée à un patient. Les forces et les moments articulaires, calculés à partir du modèle développé au deuxième chapitre, ont permis d'enrichir l'analyse de la marche du patient et se sont révélés essentiels pour juger d'une part, de la fonctionnalité de l'articulation lésée et d'autre part, des contraintes supplémentaires supportées par les articulations qui lui sont adjacentes et controlatérales.

Cinquième chapitre

Bilan et perspective de la recherche

Cinquième chapitre

Bilan et perspective de la recherche

Ce chapitre fait le bilan des recherches entreprises dans le cadre de ce mémoire et précise d'une part, la position de notre étude par rapport à la problématique globale de l'analyse de la locomotion et d'autre part, ouvre des perspectives selon deux axes de recherche qui n'ont pas été abordés dans ce mémoire : la simulation et l'optimisation des mouvements. Enfin, il propose en s'appuyant sur une synthèse bibliographique des différentes approches de l'étude de la locomotion, le projet de la structure et des fonctionnalités d'un atelier permettant l'analyse, la simulation et l'optimisation de mouvements et montre comment notre démarche peut s'y inscrire.

V.1. ANALYSES, SYNTHÈSES ET PROPOSITIONS POUR PALLIER LES PROBLÈMES RENCONTRES DANS LA MODELISATION, LES EXPERIMENTATIONS ET L'ANALYSE DE DONNÉES :

V.1.1. La modélisation biomécanique du corps :

Le reproche le plus important que l'on puisse faire à la modélisation biomécanique du corps proposée, est l'importance des approximations qu'elle nécessite, tant sur la mécanique articulaire que sur les données anthropométriques.

Les études analytiques menées par /VEEGER 91, 93/, /VAN DER HELM 92/, /RINDERU 93/ et /HAPPEE 93/ sur l'épaule et /FROHLING 93/ sur la hanche mettent parfaitement en évidence l'intérêt des modélisations fines des articulations, néanmoins celles-ci se seraient révélées impossibles à mettre en œuvre techniquement dans le cadre des examens de routine qui nous étaient demandés et par conséquent inadaptées aux problèmes que nous avons à résoudre. Les approximations sur la mécanique articulaire sont dues principalement à l'objectif que s'est fixée notre étude à savoir : le calcul des forces et des couples articulaires. Cet objectif a nécessité d'une part, une modélisation globale du corps et d'autre part le choix d'un formalisme pour la réaliser : Newton-Euler. Ces deux choix ne conduisent pas dans ces conditions à une modélisation fine du corps. Ainsi, il faut consentir à accepter les approximations sur la mécanique articulaire et les limitations qu'elles engendrent.

Pour les approximations anthropométriques, le problème se pose en d'autres termes. Par rapport à une modélisation donnée, il est toujours souhaitable d'accroître la précision des paramètres dans l'objectif d'améliorer la précision des résultats. L'idéal pour le biomécanicien serait de posséder un jeu de données anthropométriques propres à chaque sujet à un instant donné. Cet objectif étant difficilement réalisable, il est souhaitable de mener ou d'encourager des études telles que celles réalisées sur des jeunes hommes et femmes par /ZATSIOSKY 83/ sur des échantillons importants, en respectant dans la formulation de leurs résultats, les

contraintes de la modélisation articulaire et de les étendre à d'autres classes d'âge. Ce type de recherche permet d'avoir des données plus précises et donc plus réalistes, mais leur mise en œuvre engendre d'autres problèmes.

Ce type de recherche sur les données anthropométriques conduit à distinguer par exemple pour les 3 axes principaux d'inertie des moments d'inertie différents ce que ne réalise pas la modélisation d'/HANAVAN 55/ lorsqu'elle assimile les segments corporels à des solides de révolution. Expérimentalement, si l'on veut tirer profit de la précision accrue de la modélisation inertielle des segments, il est alors nécessaire de pouvoir déterminer précisément à chaque instant, les plans dans lesquels se trouvent les axes principaux d'inertie. Il est alors essentiel de disposer de données cinématiques précises sur les positions des centres articulaires et sur l'orientation des segments par des procédés tels que ceux proposés par /CHEZE 93c/. De plus, comme l'ont mis en évidence la littérature et le chapitre II, la précision des données cinématiques est prédominante dans la précision des résultats des modélisations biomécaniques du corps. Par conséquent, un accroissement de la qualité des paramètres anthropométriques doit être envisagée parallèlement à un accroissement de la précision des données cinématiques acquises ou calculées. A ce titre, les opérations de lissage et de dérivation doivent être mises en œuvre en tenant compte des propositions faites par /VAUGHAN 82/ et /WOLTRING 89/.

V.1.2.L'instrumentation :

Comme l'a souligné le §V.1.1 la précision des données cinématiques issues des systèmes opto-électroniques conditionne en grande partie la qualité des calculs et des traitements de données qui en découlent. Par conséquent, tous les éléments pouvant améliorer la précision de ces systèmes doivent être envisagés. Ainsi, la phase de calibration est déterminante dans la précision des systèmes opto-électroniques et nécessite une ou plusieurs interventions humaines. Si tous les systèmes modernes disposent de procédures efficaces et rapides pour réaliser la calibration, peu d'entre eux fournissent un module permettant à l'expérimentateur d'évaluer la qualité de leur calibration et la précision des données cinématiques qui en découlent.

De plus, le chapitre III a mis en évidence que la distorsion des optiques est non négligeable (une variation de 1,4 cm pour un segment de 50cm) et qu'elle conditionne donc en partie la précision des systèmes opto-électroniques. Ainsi, un module de correction de la distorsion des optiques, est un élément qui permet, compte tenu des contraintes physiques comme la limitation de la définition des caméras ou la distorsion inévitable des optiques, d'accroître la précision de ces systèmes.

Enfin, une des limitations à l'utilisation des systèmes opto-électroniques, dans le cadre d'examen de routine, est leur difficulté à fournir rapidement les données exploitables (positions, angles, vitesses, accélérations). En effet, quel que soit le système et la sophistication de son système d'aide au dépouillement, la phase d'identification des marqueurs reste toujours critique et l'assistance de l'opérateur est d'autant plus fréquente que la scène est complexe. Il est par conséquent, nécessaire d'affiner les systèmes d'aide au dépouillement et de les doter d'algorithmes de suivi de trajectoires toujours plus robustes /ELSNER 93/.

V.1.3.L'analyse de données :

Le principal problème rencontré dans l'analyse de données est la faible sensibilité des indices globaux et locaux. Celle-ci a trois origines probables.

D'une part, la précision des données étudiées qui peut se révéler insuffisante (voir paragraphe §V.1.2) pour différencier deux états trop proches l'un de l'autre.

D'autre part, la formulation des indices peut les conduire par construction à ne varier que faiblement induisant le problème de différenciation décrit précédemment. D'autres voies de construction d'indices sont envisageables, basées par exemple sur une analyse morphologique des variables étudiées, dans le but de mettre en évidence des formes représentatives de certaines pathologies. Les valeurs caractéristiques de ces parties de courbes peuvent alors être relevées et pondérées entre elles afin de mettre en avant l'évolution de la pathologie.

L'analyse des forces et couples articulaires s'est montrée particulièrement riche pour mettre en évidence les défauts de marche. Il s'agit donc de variables particulièrement discriminantes. Malheureusement, les expérimentations réalisées dans le cadre de ce travail ne concernent que 13 personnes valides et les 5 sujets pathologiques étudiés alors que les données acquises antérieurement /LAASSEL 92a/ sur 42 sujets ne permettent pas l'accès à ces variables. Ceci explique pourquoi l'analyse des données a porté essentiellement sur les variables cinématiques qui étaient disponibles pour la totalité des sujets. L'objectif des prochaines expérimentations est donc d'augmenter sensiblement le nombre de sujets sains et d'inclure dans la démarche d'analyse proposée, les forces et les moments articulaires les plus informatifs. La détermination des variables les plus informatives nécessite en soi une étude et est particulièrement importante puisqu'elle conduit au choix des facteurs pris en compte dans l'analyse de données et donc de leur nombre qui lui-même conditionne le nombre de sujets nécessaire à la constitution d'un échantillon représentatif de la population. De plus, il est souhaitable que cet échantillon inclut un plus grand nombre de classes d'âge et particulièrement des classes d'âge plus élevées 40, 50 et 60 ans qui sont rarement testées car se prêtant plus difficilement aux manipulations.

Enfin, il est souhaitable d'informatiser la consultation des indices et des courbes dont la lecture "papier" peut se révéler fastidieuse. La présentation doit garder la démarche hiérarchique proposée et permettre d'accéder aux valeurs numériques des différents indices comme à leurs représentations graphiques sous la forme de vues étoiles. De même, la consultation des courbes des variables en fonction du temps doit devenir plus souple en proposant par exemple des systèmes d'aide à la lecture. De plus, l'informatisation permet d'aller au delà de la lecture "papier" en donnant la possibilité au praticien de superposer pour un test donné les courbes de son patient avec les courbes des pas moyens ou les courbes d'un test précédent et d'enrichir de cette façon son analyse.

V.1.4. Conclusions :

Chacun des trois points abordés précédemment soulève des problèmes pratiques et théoriques qui, chacun à leur tour, doivent faire l'objet d'un réapprofondissement important et constituent en eux-mêmes des sujets d'étude.

Enfin, parallèlement à ses études, une réflexion doit être menée sur l'apport de la modélisation aux deux grands axes de recherche de l'étude du mouvement qui n'ont pas encore été abordés dans le présent mémoire : la simulation et l'optimisation de mouvements.

V.2. LA SIMULATION ET/OU L'OPTIMISATION DES MOUVEMENTS :

Dans le cadre de ce mémoire, les objectifs ont été d'une part, de mesurer les données cinématiques et dynamiques caractéristiques de la marche et d'autre part d'élaborer un modèle permettant le calcul de données inobservables : les forces et les moments articulaires. Ces données ont ensuite fait l'objet d'une analyse dans l'objectif d'approfondir notre connaissance sur la marche normale et pathologique. Il est souhaitable de replacer notre étude dans le contexte global de l'étude de la locomotion, de montrer quels peuvent être ses apports et comment elle s'y inscrit.

Quatre niveaux de modélisation du processus de la locomotion peuvent être proposés pour représenter les différentes approches de modélisation de la locomotion. Parmi celles-ci deux grands groupes peuvent être distingués : d'une part, les modélisations qui conduisent à l'étude des données caractéristiques de la structure corporelle et d'autre part les modélisations qui conduisent à l'étude des commandes de la structure corporelle (voir figure V.1).

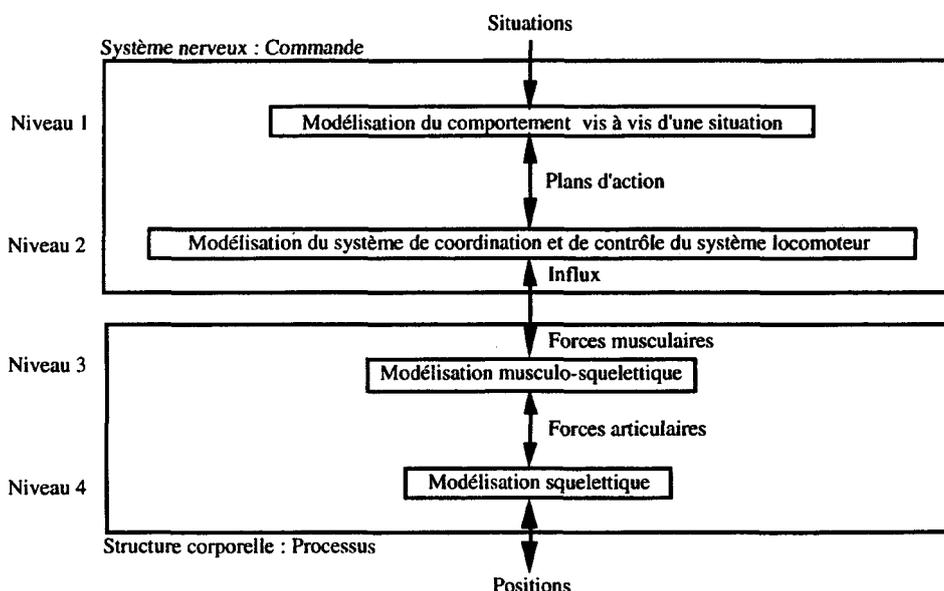


Figure V.1 : Les grandes étapes du processus de modélisation de la locomotion.

A titre indicatif, /HEMANI 85/, /KEARNEY 90/ présentent des travaux de synthèse sur les techniques d'identification et de modélisation des niveaux 2 à 4. Quant au niveau 1, /KILLEEN 92/ propose une approche permettant de modéliser le comportement d'un être par rapport à son environnement et /HELBING 91/ présente une modélisation mathématique du comportement d'un groupe de marcheurs en interaction.

Notre contribution se situe au niveau 4, tant dans le domaine de la modélisation biomécanique que dans l'étude des variables qui le caractérise.

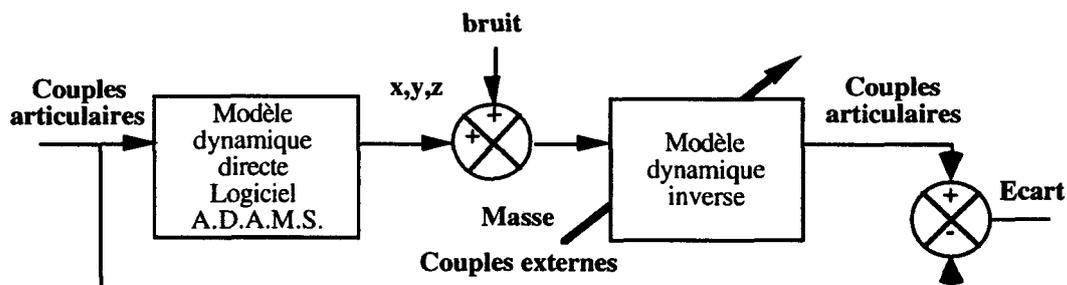
De plus, à ces différents niveaux de description peuvent être associées des activités de recherche qui n'ont pas encore été abordées dans ce mémoire : ce sont la simulation des mouvements et leur optimisation. Les principaux intérêts de la simulation du système locomoteur ont été résumés par /VAUGHAN 84/.

- Tests de différents mouvements sans mettre en péril une personne physique.
- Gain de temps particulièrement lors de tests de mouvements ou de postures complexes.
- Possibilité d'optimiser les performances en isolant les variables prédominantes et d'utilisation de méthodes d'optimisation mathématique pour proposer des solutions en fonction d'un ou de plusieurs critères.
- Minimisation des coûts. En effet, le coût d'une simulation informatique n'a pas de rapport avec le coût d'un test en grandeur nature .

La suite de ce paragraphe précise d'une part, le rôle de la simulation dans l'évaluation des modèles biomécaniques et d'autre part l'intérêt de la simulation et de l'optimisation dans l'étude du mouvement en faisant référence à des exemples concrets pris dans des domaines aussi variés que la médecine, le sport, l'ergonomie, l'animation ou la robotique. Enfin, une proposition présentant les fonctionnalités et la structure d'un atelier dédié à l'analyse, à la simulation et à l'optimisation des mouvements est faite, en tenant compte des besoins de l'évaluation et des études sur le mouvement, en montrant comment nos études peuvent contribuer à cette démarche globale.

V.2.1. La place de la simulation dans l'évaluation des modélisations biomécaniques :

Le deuxième chapitre présente en partie le rôle de la simulation dans l'évaluation des modèles biomécaniques. En effet, l'évaluation de la sensibilité du modèle à ses entrées et à ses paramètres a nécessité une phase de simulation. Ainsi, pour effectuer cette évaluation, les déplacements d'une structure mécanique connue ont été simulés avec le logiciel ADAMS à partir de couples articulaires connus. Les données cinématiques simulées de la structure ont été placées en entrée du modèle et ses résultats ont été comparés aux couples connus appliqués à la structure (voir figure V.2). Variation



Figures V.2 : Résumé du protocole de l'évaluation du modèle proposé au deuxième chapitre.

En effet, en biomécanique, la démarche d'évaluation classique de l'automatique ne peut pas s'appliquer directement (voir chapitre II, figure II.19) car les sorties de notre processus, les forces et les couples articulaires, ne sont pas mesurables. L'évaluation d'un modèle passe donc par une phase de simulation grâce à un deuxième modèle.

La démarche utilisée pour évaluer le modèle du second chapitre pourrait être généralisée aux niveaux 1 et 2 de la modélisation qui ont été détaillés dans l'introduction de ce paragraphe. L'enchaînement des modèles que propose la figure V.3 est inversé par rapport à la figure V.2 pour être en accord avec la démarche adoptée dans l'analyse du mouvement.

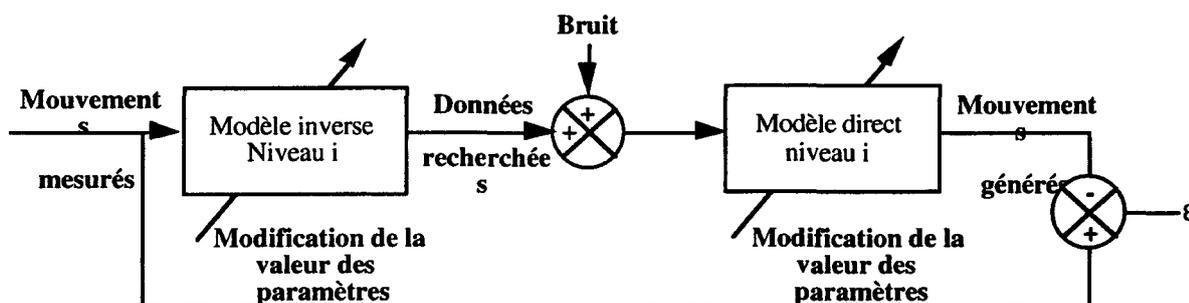


Figure V.3 : Généralisation de la démarche d'évaluation aux différents niveaux de description.

V.2.2. La place de la simulation et de l'optimisation dans les études sur le mouvement :

Les modèles utilisés pour simuler et/ou optimiser les mouvements humains interviennent dans de nombreux domaines, tels que la médecine, le sport, l'ergonomie, l'animation et la robotique.

V.2.2.1. La médecine :

La médecine est un domaine fortement demandeur en simulation et la place tenue par les simulations de la marche est importante. L'étude des facteurs déterminants de la marche et de ses altérations représente une grande part des travaux de simulation dans le domaine médical. A titre d'exemple, /ONYSHKO 79/ propose un modèle direct au niveau 4 donc l'objectif est de permettre aux thérapeutes de prévoir les résultats d'une intervention chirurgicale ou d'une thérapie, et plus précisément de répondre à quatre de ses interrogations fondamentales :

- quelles sont les répercussions d'un renforcement ou d'une dégradation de l'activité musculaire sur le mouvement ?
- quelles modifications des schémas moteurs doit-on proposer lors de l'entraînement d'un athlète ou de la rééducation d'un patient ?
- le mouvement est-il optimal au sens de l'énergie ou de la force développée ?
- quels sont les mouvements qui sont réalisables par rapport à ceux que proposent les différentes écoles de rééducation ?

Néanmoins, ce modèle n'atteint que partiellement ces objectifs par un manque de réalisme. En effet, en l'absence de contraintes formalisées, ce modèle peut conduire les membres en hyper extension ou le corps à s'effondrer.

Une autre approche /PANDY 88/ et /PANDY 89a/, /PANDY 89b/ a conduit les auteurs à développer des modèles bidimensionnels puis tridimensionnels de la marche afin de vérifier des hypothèses formulées dans la littérature sur les mécanismes fondamentaux de la marche à partir d'un jeu d'entrées simple adapté aux hypothèses à tester.

Deux autres axes de recherches se révèlent tout aussi importants. D'une part, l'étude des prothèses et des orthèses afin d'éclairer leur phase de conception et d'optimiser leur rendement / TSAI 86/, / PLOEG 93/. D'autre part, l'aide à la marche par des systèmes mécaniques /DEVARS 75/ et/ou des stimulations électriques fonctionnelles /KOOPMAN 93/, /VAN DE BELT 93/.

V.2.2.2.Le sport :

L'étude la plus marquante de la modélisation, de la simulation et de l'optimisation du mouvement dans le domaine sportif est présentée dans /YEADON 90 a, b,c,d/. Ces quatre publications passent en revue tous les problèmes que peuvent poser la validation de la modélisation d'un processus ainsi que sa simulation et son optimisation. /GLITSCH 93/ qui s'intéresse comme Yeadon aux mouvements gymniques aériens, résume ainsi les nombreux avantages de ces démarches. Elles permettent une reproductibilité parfaite. Elles offrent la possibilité de poser des conditions initiales qui seraient trop contraignantes ou impossibles à réaliser dans la réalité. Enfin, le choix de la dynamique et des limitations des actionneurs peut se faire sans restriction aucune. /HODGINS 90/ quant à lui, va plus loin en simulant un saut (un flip) à l'aide d'un robot bipède se déplaçant sur un plan. La machine peut enchaîner jusqu'à dix sauts successifs entrecoupés de prises d'élan en exécutant un plan d'action prédéfini pour ses différents actionneurs. La commande de ce processus se fait en boucle ouverte compte tenu de la régularité d'une part de l'environnement et d'autre part de la réponse des actionneurs. Il faut néanmoins souligner que la stratégie à mettre en place pour les sauts et les réglages fins des différents actionneurs ont été réalisés humainement. De plus, la simulation et l'optimisation des gestes sportifs permettent la recherche de la performance optimale et des stratégies mise en place pour les réaliser /SINCLAIR 93/ ainsi que l'évaluation des efforts extrêmes admissibles lors d'un mouvement /ZINKOVSKY 93/. Celles-ci sont aussi utilisées pour affiner les performances des matériels /KANETO 93/.

V.2.2.3.L'ergonomie :

Dans le domaine de l'ergonomie, l'étude du contrôle et de la coordination des mouvements est abordée mais elle prend des formes différentes. Ainsi, /KHOSRAVI-SICHANI 92/ propose une modélisation et une simulation de systèmes multi-segments lors d'impacts sur des surfaces possédant différents coefficients d'adhérence. Elles permettent d'étudier d'une part le comportement et les transferts d'énergie qui s'opèrent dans les structures multi-segmentaires dans de telles conditions et d'autre part les stratégies adoptées par le système nerveux central en réponse aux stimuli qu'engendre un impact avec une surface agrippante ou glissante. L'étude du comportement du corps lors de chocs est aussi un des intérêts évidents de

la simulation. L'étude /DAUVILLIERS 93/ présente une modélisation partielle du corps (le tronc, le cou, la base de la tête et la tête) et sa validation pour trois types de choc : frontal, latéral et oblique. La validation a été rendue possible grâce à des expérimentations antérieures réalisées dans les mêmes conditions sur des volontaires au Naval Biodynamics Laboratory (U.S.A.). L'une des applications de la simulation biomécanique en ergonomie est l'étude du poste de travail. Un simulateur du poste de travail bureautique est proposé par /LEPOUTRE 90/. Ce simulateur calcule selon trois critères la position de l'opérateur de façon à ce que l'écran soit vu et que les mains puissent toucher le clavier. Les trois critères utilisés pour optimiser la posture sont basés sur les couples, la dextérité et la charge musculaire. Le déplacement d'un élément comme le clavier ou l'écran à l'aide de la souris conduit automatiquement au recalcul de la position du mannequin informatique avec l'un des trois critères.

V.2.2.4.L'animation :

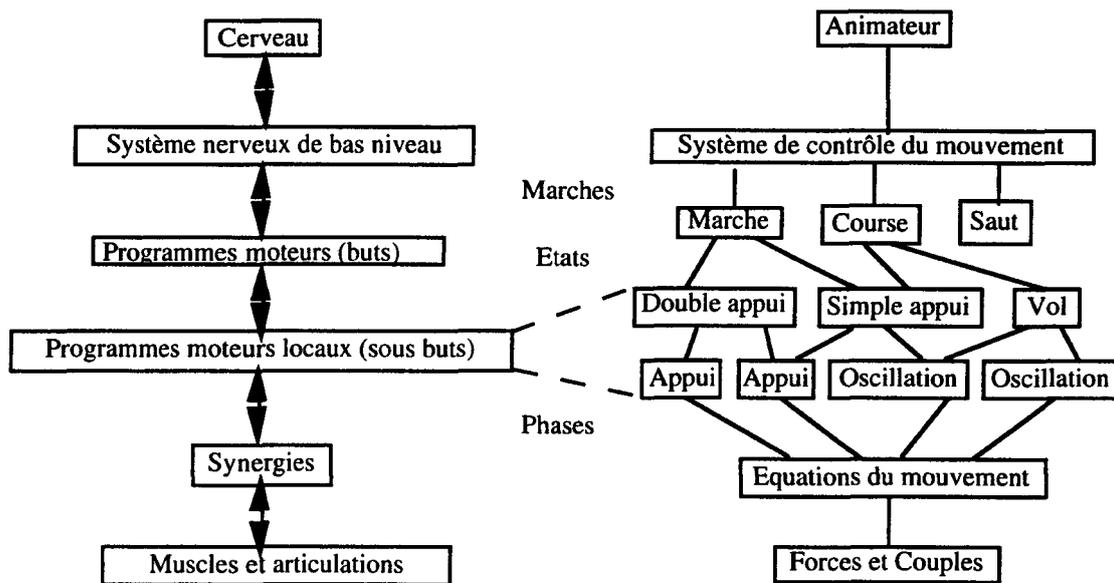
L'animation réaliste de scènes virtuelles dans lesquelles interviennent des mouvements humains, est devenue possible compte tenu de la progression importante de la puissance de calcul et des capacités graphiques des ordinateurs. Cette activité intéresse de nombreux domaines comme l'éducation, l'ergonomie et la création artistique. La recherche dans ce domaine se focalise sur deux points :

- premièrement, fournir à l'animateur artistique ou scientifique la possibilité de décrire les mouvements à simuler avec des fonctions de haut niveau. L'enjeu est double. L'animation de haut niveau doit permettre d'échapper aux techniques traditionnelles de l'animation image par image et donc de faire gagner "du temps et de l'argent". Enfin, elle permet d'ouvrir un nouvel espace de création. En effet, l'animation traditionnelle demande un savoir faire important qui n'est pas accessible à tous les créatifs qu'ils soient artistes ou scientifiques /MORIN 93/.

- deuxièmement, offrir aux créateurs une simulation réaliste et non robotique des mouvements .

En résumé, l'animation s'organise en trois étapes : la modélisation des objets de la scène, la spécification des mouvements et le rendu des images. Mais l'élément déterminant qui conditionne la qualité de l'animation est le processus de spécification et de contrôle du mouvement.

Pour atteindre une grande qualité d'animation, deux techniques sont disponibles actuellement : la recopie de mouvements /MORIN 93/ et la modélisation du mouvement /BRUDERLIN 93/. Ce dernier propose un modèle de commande des mouvements dont la hiérarchie est similaire (figure V.4) à celle présentée à la figure V.1.



a) Hiérarchie du contrôle moteur neurophysiologique

b) Animation de la locomotion Bipède

Figure V.4 : Le modèle de commande des mouvements d'après /BRUDERLIN 91/

Cette modélisation permet d'obtenir une grande variété de marches réalistes et a été validée en comparant les résultats du modèle à des enregistrements issus de la littérature ayant les mêmes caractéristiques de fréquence et de longueur de pas.

Cette approche même imparfaite dont le but est uniquement d'obtenir une marche la plus réaliste possible par l'intermédiaire d'algorithmes d'optimisation est une étape vers la marche artificielle autonome des robots.

V.2.2.5. La robotique :

Les problèmes de la simulation de la marche lorsqu'elle est abordée du point de vue de la robotique sont d'un autre ordre. Cette marche est à la fois une marche simulée et artificielle. Si on se place par rapport à l'homme, elle est artificielle, mais si on se place du point de vue du robot, elle est réelle, puisque qu'elle lui permet de se déplacer. En conséquence, aux problèmes de génération du mouvement vient s'ajouter la conception d'une structure mécanique munie d'actionneurs et de capteurs permettant d'assurer le déplacement du robot et son maintien en équilibre. Ces différentes tâches sont ardues. En effet, la marche peut se définir comme un mouvement périodique stable du corps composé d'une succession de déplacements instables de ses parties /FURUSHO 91/. De plus, les modélisations de la locomotion qu'elles soient humaines ou robotiques se heurtent à la redondance du système squelettique qui autorise pour une même trajectoire du robot, différentes configurations segmentaires et par conséquent différents schémas locomoteurs. Comme précédemment, celle-ci est envisagée comme une structure hiérarchique (voir figure V.5).

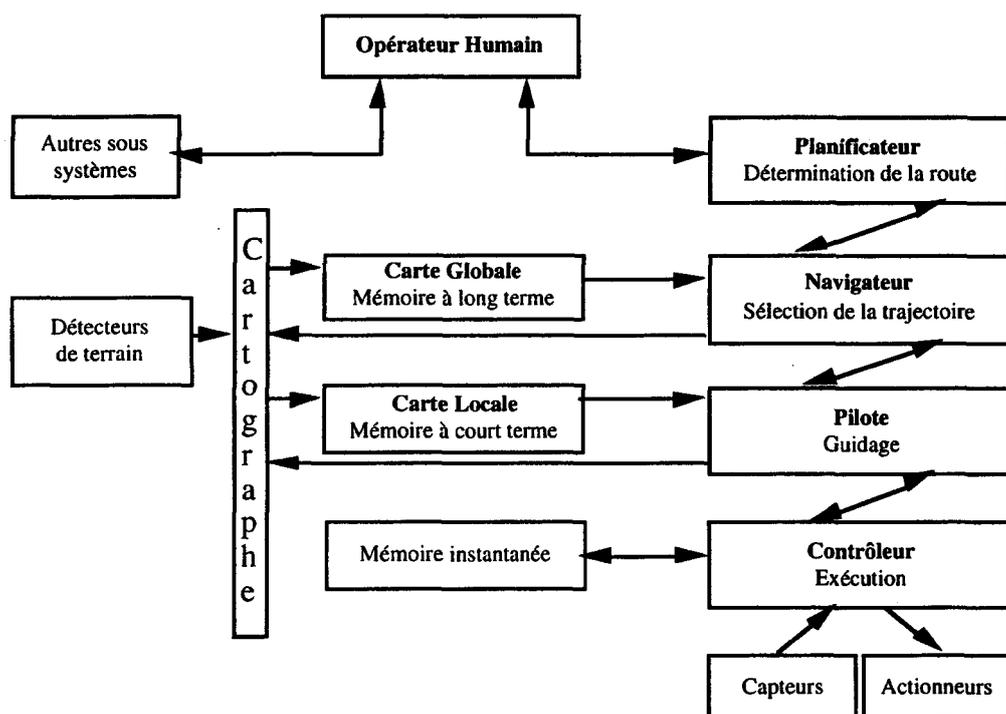


Figure V.5 : Structure hiérarchique de contrôle des robots mobiles /KUMAR 89/

Cette structure s'organise en quatre niveaux : la planification, la navigation, le pilotage et enfin le contrôle des actionneurs et la réception des informations venant des capteurs.

La réalisation d'un robot marcheur aux fonctionnalités équivalentes à celles de l'homme nécessite encore de nombreuses études dans le but d'obtenir une plus grande compréhension de notre système locomoteur et reste dans l'état actuel des recherches un objectif hors d'atteinte.

En effet, lorsque le terrain devient trop accidenté, le processus de planification de la marche devient une tâche fastidieuse pour l'opérateur et la structure mécanique ne peut s'adapter que de façon limitée aux irrégularités du terrain rendant les robots inutilisables. Des travaux /KUMAR 89/ et /FURUSHO 91/ tentent de rendre "plus intelligentes" les structures de contrôle hiérarchique dans le but de libérer le plus possible l'homme, du processus de planification et de créer des pieds possédant une dextérité et une sensibilité accrues, leur conférant ainsi une plus grande adaptabilité aux terrains.

V.2.3. Les limites de ce type de modèle :

Les limites des modèles peuvent être regroupées en deux grandes catégories. La première catégorie est liée à la limite des connaissances actuelles sur le système du contrôle locomoteur et aux insuffisances de la modélisation du système musculo-squelettique, ceci conduit les sorties des modèles à des comportements anormaux lors des simulations /ALEXANDER 92/. Ces comportements sont souvent explicables par le fait que les systèmes de simulation ne prennent pas en compte, les retours proprio ou extéroceptifs de l'Homme. En effet, ils sont commandés le plus souvent en boucle ouverte /NILSON 93/.

La deuxième catégorie est d'ordre technique. Comme l'ont mis en évidence les paragraphes sur l'animation et la robotique, les structures hiérarchiques à mettre en place lors de simulation sont lourdes à implémenter et demandent un recours à l'intelligence artificielle

/FURUSHO 91/. Enfin, les coûts de calculs peuvent devenir prohibitifs lorsqu'il s'agit de déterminer les contrôles optimaux pour un mouvement complexe. Ce problème est mis en évidence par /ANDERSON 93/. Il propose une étude comparative des temps de traitement d'une optimisation du complexe musculo-squelettique pour deux formes d'implémentation (linéaire ou parallèle) et sur des machines possédant des puissances de traitement et des architectures internes différentes.

V.2.4.Conclusions :

Cette introduction à la simulation et à l'optimisation de notre système locomoteur au sens large met en évidence que :

La simulation du système locomoteur peut s'envisager à travers les techniques et les théories de la commande des processus mais elle doit être abordée à travers une approche hiérarchique, cette dernière étant le reflet de notre structure locomotrice biologique.

La qualité de la simulation passe par une connaissance précise de ces différents niveaux de décomposition et nécessite donc une collaboration étroite entre les différentes disciplines intervenant au sein de la biomécanique.

Les systèmes informatiques étant les seuls actuellement disponibles pour mettre en œuvre et tester la modélisation de notre système locomoteur, il faut proposer un formalisme puissant permettant à la fois de décrire et de faire communiquer les différents niveaux de la structure hiérarchique et les éléments hétérogènes les composant.

Les algorithmes de simulation doivent s'orienter vers une démarche intégrant la dynamique du processus de la locomotion, au sens de l'automatique et non plus vers une simulation pas à pas. Ceci afin d'obtenir une marche plus réaliste et plus adaptative.

Il faut remarquer que l'étude traditionnelle de la marche a sa place dans ce type d'approche si l'on sait la fédérer. Car, comme le souligne /FURUSHO 91/, elle contribue à la détermination des règles de contrôle et des limites du système musculo-squelettique permettant respectivement à la locomotion animée et robotique d'acquiescer un plus grand réalisme et une meilleure efficacité.

Enfin, il faut rester humble et prudent vis à vis de la simulation. Car comme le souligne /VAUGHAN 84/ citant Panjabi qui évoque les problèmes de la validation des modèles en ces termes : "Le principal dilemme dans le processus de validation peut être exposé de la façon suivante : un modèle ne peut être validé que dans un certain nombre de situations connues. Or, le but principal de la simulation est de prédire le comportement d'un système dans des situations inconnues. Ainsi, aucune validation absolue n'est possible".

V.3.PROPOSITION D'UN ATELIER DEDIE A L'ANALYSE, A LA SIMULATION ET A L'OPTIMISATION DES MOUVEMENTS

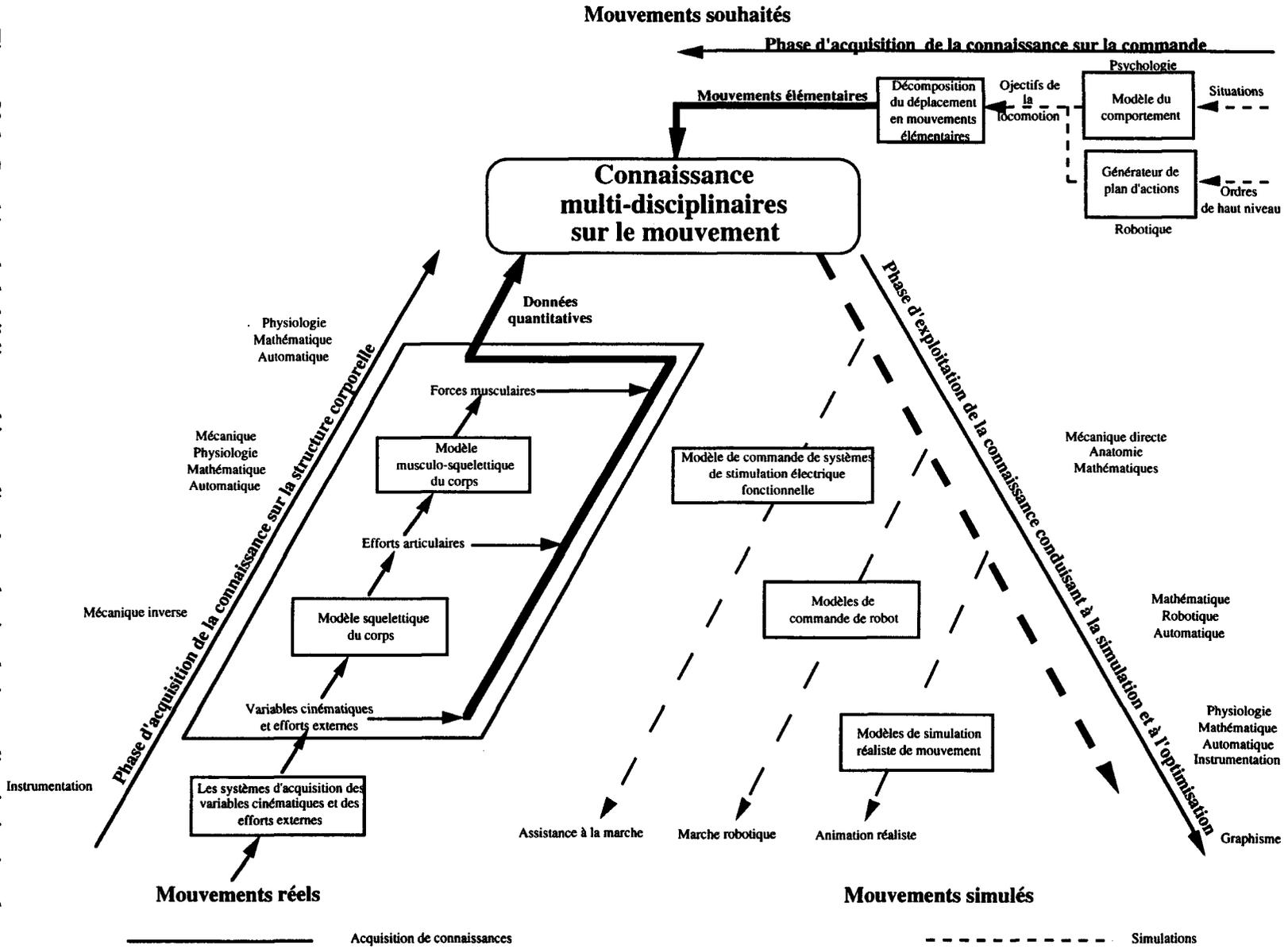
V.3.1.Introduction :

Dans le cadre de l'étude du mouvement, la proposition de l'atelier dédié à l'analyse, à la simulation et à l'optimisation des mouvements, repose sur deux idées maîtresses.

La première idée maîtresse est la fédération de la recherche sur le mouvement. Celle-ci regroupe des domaines extrêmement différents : mécanique, automatique, physiologie, psychologie. L'atelier basé sur un outil informatique doit permettre d'acquérir et de synthétiser les connaissances issues de ces différents domaines, puis à travers une démarche de simulation, de les mettre en œuvre afin de vérifier leur cohérence et leur véracité.

La recherche sur le mouvement peut être divisée en deux phases (figure V.6). La première peut être résumée comme une phase d'acquisition de la connaissance sur la structure corporelle et sa commande. Les recherches sur la structure corporelle ont tout d'abord consisté à se doter d'instruments permettant l'acquisition des données cinématiques qui la caractérisent et des efforts externes qui lui sont appliqués. Ces données ont ensuite permis d'envisager des modélisations de plus en plus fines et complexes du corps conduisant d'une part, au calcul des forces et des couples articulaires et d'autre part, au calcul des forces musculaires. Les recherches sur la commande de la structure corporelle se sont focalisées sur l'aspect organisationnel du mouvement. L'approche psychologique a consisté à déterminer comment à partir d'une situation donnée, une personne organise ses déplacements, compte tenu de ses motivations et des contraintes auxquelles elle est confrontée. L'approche robotique s'est intéressée à la détermination automatique, à partir d'un ordre de haut niveau, de l'ensemble des objectifs simples à atteindre pour réaliser un déplacement complexe puis sur leur traduction en mouvements élémentaires.

Figure V.6 : Synthèse de la bibliographie sur l'analyse, la simulation et l'optimisation du mouvement.



L'ensemble de ces recherches a permis d'acquérir un grand nombre de connaissances diverses à partir desquelles a pu se développer la seconde phase : la phase d'exploitation de la connaissance conduisant à la simulation et à l'optimisation. Celle-ci a consisté à développer d'une part, l'assistance à la marche, par le biais de la stimulation électrique fonctionnelle, de patients ne pouvant pas ou peu commander leurs muscles d'autre part, les commandes nécessaires aux déplacements des robots bipèdes enfin, les animations réalistes des mouvements humains.

La seconde idée maîtresse découle d'une part, de l'analyse de la place tenue par la simulation dans l'évaluation des modélisations biomécaniques (§V.2.1 et figure V.7a) et d'autre part, de l'intérêt de la simulation et de l'optimisation pour les recherches sur le mouvement (§V.2.2 et figure V.7b). Par conséquent, elle consiste à doter le chercheur d'un outil lui permettant de réaliser des simulations et des optimisations de mouvements.

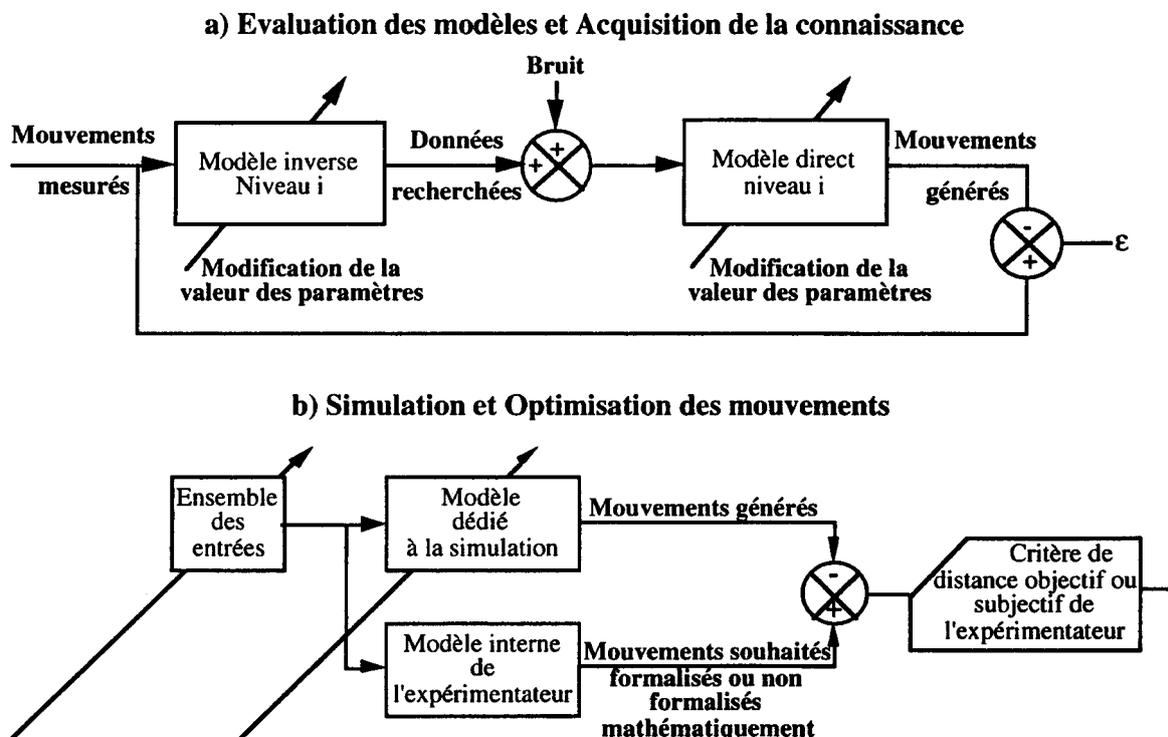
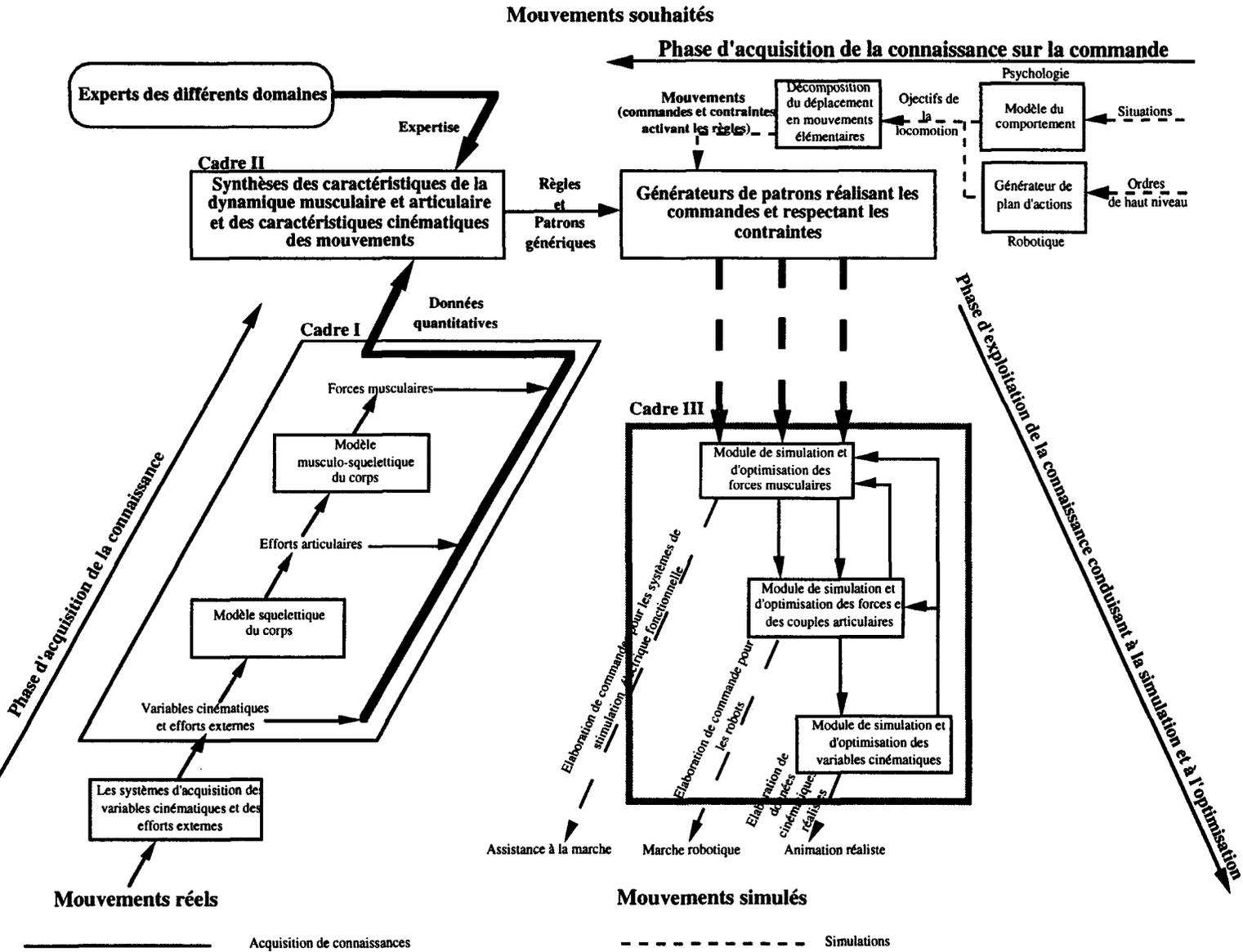


Figure V.7 : Synthèse des activités proposées au sein de l'atelier.

V.3.2. Présentation de l'architecture de l'atelier :

La proposition de l'atelier permettant l'analyse (cadre I figure V.8), la simulation et l'optimisation des mouvements (cadre III figure V.8) à partir de l'étude de la bibliographie est fondée sur les notions de patron et de règle qui ont pour objectifs de créer le lien entre les données objectives expérimentales et la connaissance des experts.

Figure V.8 : Proposition de l'organisation de l'atelier d'analyse de simulation et d'optimisation du mouvement.



V.3.3. Présentation des notions de patron et de règle :

Un patron est une représentation de l'évolution d'une variable cinématique ou dynamique relative au mouvement. Cette représentation est paramétrée pour s'adapter aux différents facteurs et variables : classes de comportement, anthropométrie, pathologie, environnement. La représentation initiale que l'on appellera patron "générique" peut être en première approximation la variable moyenne pour l'ensemble d'une population.

L'adaptation du patron "générique" aux caractéristiques particulières d'une étude dépend de règles qui sont élaborées à partir des résultats de l'analyse de données ou en collaboration avec des experts biomécaniciens, médecins, sportifs, psychologues ou autres. L'ensemble de ces règles doit être cohérent vis à vis des différents paramètres.

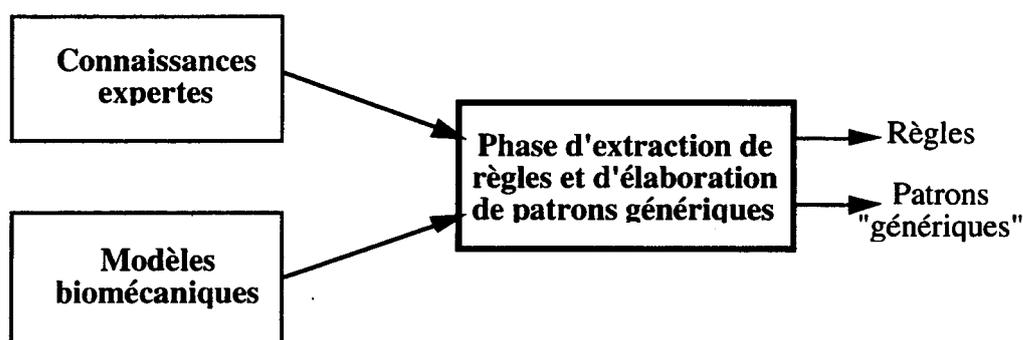


Figure V.9 : L'extraction des règles et l'élaboration de patrons "génériques".

Ces règles et ces patrons "génériques" peuvent être relatifs à tous les niveaux de connaissances et à tous les types de données. L'annexe VI détaille sur un exemple les notions de patrons et de règles et présente l'organisation de l'extraction des règles et de l'élaboration des patrons génériques.

V.3.4. L'organisation de la simulation, l'optimisation et la génération de commandes associées aux différents niveaux de description.

La simulation, l'optimisation et la génération de commandes (cadre III figure V.11) associées aux différents niveaux s'organisent en trois grandes étapes (figure V.10). Tout d'abord, la génération de patrons respectant les commandes et les contraintes, puis la simulation et l'optimisation des variables caractéristiques des différents niveaux de description à partir des patrons précédemment décrits et enfin l'élaboration de commandes à partir de ces variables simulées et optimisées.



Figure V.10 : Organisation de la simulation et de l'optimisation des mouvements

Comme précédemment cette partie de l'atelier s'organise selon les différents niveaux de description. Les modules de simulation et d'optimisation forment s'ils sont implémentés pour les différents niveaux, un ensemble permettant de décrire les variables, cinématiques et dynamiques tant articulaires que musculaires, caractéristiques de la structure corporelle

modélisée (voir annexe VI). Ces modules sont interconnectés entre eux, le module de niveau supérieur générant pour les niveaux inférieurs, des patrons génériques respectant les commandes et les contraintes fonctionnelles d'une part, et les contraintes structurelles d'autre part. Les modules de niveau inférieur renvoyant, quant à eux, aux modules de niveau supérieur, leurs limitations structurelles si elles existent. Ces modules peuvent être utilisés soit en cascade soit à un niveau particulier.

Ainsi, l'organisation hiérarchique et modulaire de l'atelier permet d'envisager sa construction étape par étape, et d'imaginer des évaluations niveau par niveau. Le dernier élément de la partie simulation, optimisation et élaboration de la commande de l'atelier est le module d'animation réaliste qui se distingue des précédents mais qui, tout comme eux, est un sujet de recherche en soi.

V.3.5. Conclusion :

La proposition hiérarchique et modulaire sous-tendue par la volonté de fédérer la recherche et l'élaboration d'un outil permet de doter à terme l'expérimentateur d'un outil puissant de simulation et d'optimisation. De plus, cette même structure hiérarchique et modulaire l'autorise à être implémentée et évaluée étape par étape en fonction des connaissances et des différents niveaux de modélisation de la structure corporelle. Dans l'état actuel de nos recherches, l'implémentation de l'atelier nécessite des recherches pour trouver un formalisme permettant d'une part, de décrire de façon synthétique les patrons génériques et d'autre part, de pouvoir les modifier par le biais de règles.

V.6. CONCLUSION:

Ce chapitre fait le bilan des problèmes rencontrés lors des recherches présentées dans ce mémoire. Il fait ressortir la nécessité en ce qui concerne les systèmes optoélectroniques d'accroître d'une part, leur précision qui détermine la précision de l'analyse de données et des modélisations biomécaniques et d'autre part, leur capacité de dépouillement dont dépend leur véritable intégration dans les examens de routine des centres hospitaliers, permettant ainsi de donner les moyens à l'expérimentateur d'accroître sensiblement la taille de ses échantillons. L'examen des résultats de la modélisation biomécanique révèle un enrichissement nécessaire des techniques de dérivation et de lissage, ainsi qu'un travail de recherche important tant sur la précision des données anthropométriques que sur la précision de la détermination de la position des centres articulaires permettant toutes deux, le respect des hypothèses associées aux équations de la mécanique. Enfin, un regard critique sur l'analyse de données fait apparaître le besoin d'augmenter la taille et la diversité des échantillons de la population étudiée, de travailler la sensibilité des indices locaux et globaux et d'alléger la consultation des nombreux résultats cinématiques et dynamiques associés à chaque patient.

De plus, ce chapitre ouvre des perspectives sur l'utilisation des techniques de simulation et d'optimisation dans le cadre des études sur le mouvement. Faisant écho au premier chapitre, il souligne d'une part, la pluridisciplinarité des recherches sur le mouvement et d'autre part, la

nécessaire intégration des activités de simulation et d'optimisation dans les travaux de modélisation biomécanique, les conduisant pour la simulation, à des évaluations plus élaborées et pour l'optimisation, à passer du stade de la description du mouvement au stade de la proposition d'idées pouvant l'améliorer selon un critère.

La synthèse des recherches bibliographiques présentées dans le premier et le cinquième chapitre laisse apparaître deux idées forces : la nécessité d'une part, de fédérer la recherche dans le domaine de l'analyse du mouvement et d'autre part de proposer un outil permettant à l'expérimentateur d'évaluer ses modèles et ses idées en lui offrant la possibilité de simuler et d'optimiser les mouvements.

La proposition d'atelier s'inspire de l'approche de modélisation hiérarchique et modulaire présentée dans la littérature pour décrire notre système locomoteur. De plus, les notions de patrons et de règles sont introduites permettant de fédérer les connaissances multidisciplinaires du domaine.

De plus, ce chapitre met particulièrement l'accent sur la collaboration nécessaire des différents domaines de la biomécanique

Conclusion générale

Conclusion générale

La recherche entreprise dans le cadre de ce mémoire s'inscrit dans les études en biomécanique entreprises au sein du L.A.M.I.H. dans le cadre de la médecine, de l'ergonomie et des transports.

Elle contribue d'une part, à la recherche sur la modélisation biomécanique du corps humain et d'autre part à l'analyse et à l'interprétation des données caractérisant les mouvements.

Les différentes approches de modélisation de la structure corporelle et les techniques de calcul qui leur sont associées ainsi que les approximations et les problèmes qu'elles engendrent ont été présentées dans le premier chapitre et leurs applications sont replacées dans leurs contextes. Elles peuvent être regroupées en trois grandes familles qui conduisent au calcul : des forces et des couples appliqués au centre de gravité, des forces et des couples articulaires ou encore des forces musculaires. L'exposé des différentes approches a permis de déterminer celle qui était la plus adaptée à notre contexte de recherche : l'étude des mouvements. En effet, l'approche s'attachant au calcul des forces et des couples appliqués au centre de gravité du corps s'est révélée trop peu informative. L'approche conduisant au calcul des forces musculaires est apparue comme trop délicate pour être mise en œuvre dans le cadre de tests de routines obligeant les auteurs qui l'utilisent à focaliser leurs études sur une articulation précise. Notre objectif étant d'avoir des informations sur l'ensemble des articulations intervenant dans le mouvement, la méthode qui a été retenue est celle qui repose sur une modélisation globale de la structure corporelle et conduit au calcul des forces et des couples articulaires.

En conséquence, une modélisation modulaire de la structure corporelle est proposée de façon à pouvoir s'adapter aux différentes études envisagées. Elle s'appuie d'une part, sur une organisation originale de la description des segments corporels permettant au code de calcul de s'adapter automatiquement à différentes configurations corporelles et, d'autre part, sur la modélisation inertielle des segments corporels réalisée par /HANAVAN 64/. L'implémentation du code de calcul repose sur les lois de la mécanique des systèmes articulés. Les facteurs dégradant la précision des calculs sont ensuite présentés : les approximations inertielles, la précision des données cinématiques et dynamiques, l'opérateur de dérivation, la propagation des erreurs. L'évaluation du modèle est enfin réalisée par le biais d'une simulation basée sur la mécanique directe et l'influence des différents facteurs est évaluée faisant apparaître que les éléments dégradant de façon sensible la précision du code de calcul sont l'opérateur dérivée et la précision des données cinématiques. Compte tenu de ce contexte, de la précision des coordonnées tridimensionnelles (0,1% du champ de mesure) et de la précision des plateformes de force (1% de l'étendue de mesure de la force ou du couple mesuré), l'évaluation du modèle a montré que dans le cadre de l'étude de la marche les couples articulaires sont obtenus avec une marge d'erreur de 0,23% pour la cheville, 1,6% pour le genou et de 6% au niveau de la hanche.

Une méthode d'analyse multi-dimensionnelle générale est ensuite proposée permettant d'analyser les variables caractérisant un mouvement. Elle consiste tout d'abord à modéliser le mouvement par un signal multi-dimensionnel dont chaque composante correspond à une variable le caractérisant. Une unité temporelle est ensuite donnée aux signaux de façon à pouvoir les comparer. Les signaux des sujets "normaux" sont alors étudiés pour tenter de trouver des classes de comportement. Celles-ci sont obtenues à partir de la technique classification hiérarchique ascendante classique mais dont l'indice d'agrégation tient compte des différentes composantes. Ainsi ces dernières, de nature et d'amplitude différentes, doivent être codées de façon à ce que le poids de chacune d'entre elles soit harmonisé et n'influence pas artificiellement la classification. Pour chacune des classes de comportement, un représentant est obtenu moyennant les signaux multi-dimensionnels des différents membres de la classe. L'objectif étant d'évaluer l'évolution du mouvement d'un sujet par rapport à ces classes, une métrique est définie pour quantifier la distance qui sépare un sujet d'une des classes références. Celle-ci prend la forme d'indices globaux permettant de déterminer à quelle classe de comportement appartient le mouvement d'un sujet, des indices locaux permettent ensuite de juger de la distance entre les composantes du sujet et les composantes des mouvements de référence et mettent en évidence les composantes les plus sensibles et les plus informatives. De façon à faciliter une lecture rapide et d'ensemble, ces indices sont représentés sous la forme de vues étoiles. Les indices globaux sont tout d'abord présentés suivi des indices locaux et seulement ensuite les courbes en fonction du temps des différentes composantes sont introduites. Cette organisation hiérarchique et la nature des indices permettent à l'expérimentateur de focaliser son analyse sur les variables les plus informatives.

Cette démarche est tout à fait adaptée pour étudier objectivement la progression d'un mouvement observé vers un mouvement jugé comme idéal et choisi comme référence. Ainsi, elle autorise l'évaluation, dans le domaine sportif, des effets d'un entraînement, en ergonomie, des modifications engendrées par l'aménagement d'un poste de travail et dans les transports, de l'efficacité d'un système de sécurité.

Cette démarche dans le cadre de ce mémoire a été appliquée à la problématique médicale et plus particulièrement au suivi de la rééducation de la marche suite à une ligamentoplastie de genou.

Elle a permis de mettre en évidence deux classes de pas à partir de l'étude des pas d'une population de 55 sujets sains en étudiant l'angle de la cheville, l'angle du genou, l'angle de la hanche et la force de réaction verticale du sol. Ces résultats correspondent à l'analyse de la marche faite par /SOHIER 89/ qui distingue lui aussi deux grands types de marche. L'une légère basée sur l'utilisation de la dynamique corporelle (C1) et l'autre basée sur la stabilité et la force musculaire (C2). De plus, une analyse numérique de ces résultats par rapport à la précision des instruments de mesure a mis en évidence que ces classes étaient bien distinctes. A partir de ces deux références de pas, les progrès d'un patient durant sa rééducation de 5 semaines ont été

suivis à raison d'un test par semaine. L'analyse des indices locaux a montré que le sujet s'apparente plutôt à la classe de marche C1. L'examen des indices locaux et les résultats des calculs des forces et des couples articulaires ont mis en évidence des phénomènes de protection au niveau de l'articulation lésée et des compensations au niveau des articulations saines adjacentes et controlatérales. L'analyse de la marche par l'intermédiaire des forces et des couples articulaires s'est révélée particulièrement riche et sensible par rapport aux machines de tests musculaires statiques qui mesurent efficacement le renforcement musculaire nécessaire pour retrouver une stabilité correcte du genou mais se révèlent peu sensibles pour déterminer les limites fonctionnelles de la marche.

La dernière partie de ce mémoire dresse le bilan de la recherche entreprise et propose d'aborder des thèmes de recherche importants et porteurs d'avenir pour les études biomécaniques sur le mouvement : la simulation et l'optimisation. La problématique et les applications de ces domaines sont tout d'abord exposées et mises en parallèle avec les démarches de modélisation présentées au premier chapitre pour proposer la structure et les fonctionnalités d'un atelier dédié à l'analyse, à la simulation et à l'optimisation des mouvements qui constituent les recherches futures que nous proposons d'entreprendre.

Bibliographie

Bibliographie

ALLARD 90

Allard P., Blanchi J.P., Gautier G., Aïsaoui R., Technique de lissage et de filtrage de données biomécaniques, Science et Sport, vol 5, p 27-38, 1990

ALEXANDER 92

Alexander R. McN, A model of bipedal locomotion on compliant legs, Phil. Trans. R. Soc. Lond. B., vol 338, p 189-198, 1992

ANDERSON 93

Anderson F.C., Ziegler J.M., Pandy M.G., Whalen R.T., Dynamic optimization of large-scale musculoskeletal systems, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 96-97, 1993

ANDRIACCHI 90

Andriacchi T.P., Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee., Journal of biomechanics, vol 23, suppl 1, pp 99-105, 1990

ARSENAULT 86

Arsenault A.B., Winter D.A., Martenuik R.G., Is there a 'normal' profile EMG activity gait?, Medical and biological Engineering and computing, vol 24, n° 4, p 337-343, 1986

ATTORESI M.93

Attoresi M., Fioretti S., Maurizi M., An integrated system for the dynamical analysis of hand functions, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 122-123, 1993

BAKR 93

Bakr E.M., Habib M.S., A new biomechanical model for the study of human body dynamics, Second International symposium on three-dimensional analysis of human movement, p 130, Poitiers, France, 1993

BARBIER 93

Barbier F., Angué J.C., Three Dimensional modeling of the human body applied to the study of joint forces and moments, Second international Symposium on 3-D Analysis Of Human Mouvement, Poitiers, FRANCE, June 1993.

BARBIER 94

Barbier F., Loslever P., Angué J.C., Méthode Informatisée de mesure et d'analyse des forces et des angles articulaires de la marche normale, Innovation et Technologie en Biologie et en Médecine, vol 15, n°4, p 449-462, 1994.

BARTER 57

Barter J.T., Estimation of the mass of the body segments, WADC, technical report 57-260, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, Wright Air Development Center, April 1957

BEDI 87

Bedi J.F., Cresswell A.G., Engel T.J., Nicol S.M., Increase in jumping height associated with maximal effort vertical depth jumps, Research Quarterly for exercise and sport, vol 58, n° 1, p 11-15, 1987

BENZECRI 84

Benzecri J.P., Pratique de l'analyse de données, Dunod, 1984

BONDE-PETERSON 75

Bonde-Peterson F., A simple platform, European journal applied physiology, vol 34, p 51-54, 1975

BORGHESE 88

Borghese N. A., Ferrigno G., Pedotti A., 3D movement detection : a hierarchical approach. Proceeding of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, p 303-306, Tucson (USA), 1988.

BOSCO 83

Bosco C., Luhtanen P., Komi P.V., A simple method for measurement of mechanical power in jumping, European journal of applied physiology, vol 50, p 273-282, 1983

BOUROCHE 89

Bouroche J.M., Saporta G., L'analyse des données, Que sais-je, n° 1854, Presses Universitaires de France, 1989

BRAND 80

Brand R.A., Crowninshield R.D., Comment on criteria for patient evaluation tools, Journal of biomechanics n°14, p 655, 1981

X **BRAUNE 87**

Braune W., Fisher O., Der Gang des Menschen (1895)., Traduit en anglais : "The Human Gait" par P. MAQUET, Springer Verlag, 1987

BRUDERLIN 91

Bruderlin A., Calvert T.W., Animation of human gait, Adaptability Of Human Gait, ISBN 0 444 88364 9, Patla A.E. (editor), Elsevier Science Publishers B.V. (North holland), p 305-330, 1991

X **CHAO 83**

Chao E. Y., Loughman R. K., Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in walking., Journal of Biomech., Vol 16, p 219-233, 1983

CHAO 84

Chao E.Y.S., Biomechanics of the human gait, Origine indéterminée, p 225-244, >1984

CHÈZE 93A

Chèze L., Gignoux P., Dimnet J.(a), Different kinematic and dynamic models of gait analysis, Second International symposium on three-dimensional analysis of human movement, p 142-144, Poitiers, France, 1993

CHÈZE L.93B

Chèze L., Dimnet J.(b), Dynamic tridimensionnal model of the human walking, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 264-265, 1993

CHÈZE L.93C

Chèze L.(c), Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploitation de données externes, Thèse de doctorat n° 89-93, Université Claude Bernard de Lyon, 1993

CLANCY 63

Clancy W., Anterior cruciate ligament functional instability, Clin. Orth Rech. Rel. Res., vol 172, p 102-106, 1963

CLAUSER 69

Clouser C.H., Mc Conville J.T., Young J.W., Weight, volume and center of mass of segments of the human body., AMRL-TR-69-70, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright Patterson Air Force Base OHIO; 1969.

CLOUP 89

Cloup P., Etude et réalisation d'un système d'analyse gestuelle en trois dimensions par traitement d'images en temps réel., Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 1989

COCHARD 86

Cochard H., Junqua A., Etude assistée par ordinateur du stockage de l'énergie élastique, 3ième symposium international de biologie de l'exercice et de l'entraînement physique, Nice, 1986

COSTIGAN 93

Costigan P.A., Wyss U.P., Li J., Cooke T.D.V., Olney S.J., Forces and moments at the knee during stairclimbing, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 288-289, 1993

DAUVILLIERS 93

Dauvilliers F., Lavaste F., Le Coz J.Y., Bendjellal F., Simulation Of the human cervical spine according to the sled tests using MADYMO3D tool, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 308-309, 1993

DAVY D.T.87

Davy D.T., Audu M.L., A dynamic optimisation technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait, Journal of biomechanics, vol 20, n° 2, p 187-201, 1987

DE LEVA 93

De Leva P., Validity and accuracy of four methods for locating the center of mass of young male and female athletes, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 318-319, 1993

DEBONNE 88

Debonne P., Contribution à l'informatisation de l'analyse dynamométrique du geste sportif, Thèse de doctorat U.F.R. S.T.A.P.S., Université de Poitiers, 29 juin 1988

DELACROIX 87

Delacroix J., Etude et réalisation d'un système modulaire de traitement d'images. Application à l'analyse des mouvements oculaires et de l'activité gestuelle d'un opérateur humain au travail., Mémoire d'ingénieur CNAM, Valenciennes, 1987

DEMPSTER 55

Dempster W. T., Space requirement of the seated Operator., Wright Patterson Air Force Base, WADC-TR, p 55-159, 1955

DEVARS 75

Devars J., Mesure des contraintes osseuses dynamiques créées par l'implantation de prothèses de hanche. Modélisation du membre inférieur. Réalisation d'un simulateur de marche., Thèse de Docteur Ingénieur. Université Paris-Sud, 1975

DOMBRE E.88

Dombre E., Khalil W., Modélisation et commande des robots, Technique de la robotique, architecture et commandes, Traité des nouvelles technologies, série robotique, Editions Hermès, 1988

ELSNER 93

Elsner F., Hassine K., Angué J.C., The use of image sequences to track human motion by spatio-temporal segmentation, Workshop on computer vision for space applications, Antibes, septembre 22-24, 1993

FALIZE 69

Falize J.L., Lucassen J.P., Hunebelle G., Analyse de l'impulsion dans le saut en hauteur sans élan , Kinanthropologie, vol 1, p 25-43, 1969

FEINSTEIN 83

Feinstein A.R. , An additional basic science for clinical medicine : IV. the development of clinimetrics, Annals of internal medicine, vol 99, p 843-848, 1983

FROHLING 93

Frohling M., Krieg M., Pussel V., Ruder H., Optimization of the locomotor system - a universal biomechanical approach, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 428-429, 1993

FURUSHO 91

Furusho J., Sano A., Development of biped robot, Adaptability Of Human Gait, ISBN 0 444 88364 9, Patla A.E. (editor), Elsevier Science Publishers B.V. (North holland), p 277-303, 1991

GAGNON 92

Gagnon D., Gagnon M., The influence of dynamic factors on triaxial net muscular moments at the L5/S1 Joint during asymmetrical lifting and lowering, Journal of biomechanics, vol 25, n° 8 p891-901, 1992

GAGNON M.93

Gagnon M., Plamondon A., Gravel D., The processes of impact absorption when handling loads, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 440-441, 1993

GERBEAUX 92

Gerbeaux M., Pertuzon E., Turpin E., Lensel-Corbeil G., Determination of the length of the lever arm of the triceps brachii, VIII-Meeting of the European Society of Biomechanics-Rome-Italy-June 21-24, 1992

GIGNOUX 93A

Gignoux P., Cheze L., Carret J.P., Dimmet J. (a), Distribution of muscular forces along the lower limb during the stance phase of walking, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 474-475, 1993

GIGNOUX 93B

Gignoux P., Cheze L., Carret J.P., Dimmet J. (b), Modeling the moving skeleton of a walking subject, Advanced 3D processing in medicine, Conference IEEE "Engineering in medicine and biology society", Rennes (FRANCE)

GLITSCH 93

Glitsch U., Farkas R., Applications of a multi-body simulation model in human movement studies, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 490-491, 1993

GREENWALD 91

Greenwald E. J., Feroah T. P., Perfecting your golf swing. Journal of Modern Health, Summer 91.

GORDON 80

Gordon D., Robertson E., Winter D.A., Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking, Journal of biomechanics, vol 13, p 845-854, 1980

HANAVAN 64

Hanavan E. P., A mathematical Model of the human body., A.M.R.L.-TR, 64-102. Aero Medical Research Laboratories, Wright Patterson, A.F. Base OHIO, 1964.

HASSINE 94

Hassine K., Contribution à l'élaboration d'une approche de décomposition des traitements de séquence d'images sur réseau de transputers, Thèse de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, n° 94-05, 1994.

HAPPEE 93

Happee R., Van Der Helm C.T., Inverse dynamic optimization of shoulder muscle activity during fast goal directed arm movements, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 550-551, 1993

X **HATZE 80**

Hatze H., A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments, Journal of biomechanics, vol 13, p 883-843, 1980

HELBING 91

Helbing D., A mathematical model for the behavior of pedestrians, Behavioral Science, vol 36, p 298-304, 1991

HEMANI 85

Hemani H., Modeling, control, and simulation of human movement, Critical reviews in biomedical engineering, vol 13, n° 1, p 1-34, 1985

HENNION 93

Hennion P.H., Mollard R., An assessment of the deflecting effect on human movement due to the coriolis inertial forces in a space vehicle, Journal of biomechanics, vol 26, n°1, p 85-90, 1993

HODGINS 90

Hodgins J., Raibert M.H., Biped Gymnastics, The international Journal of robotic research, vol 9, n° 2, p 115-132, 1990

X **ISHAC 93**

Ishac M.G., Winter D.A., Three dimension fixed-link segment gait models, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 618-619, 1993

X **JENSEN 89**

Jensen R.K., Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years, Journal of biomechanics, vol 22, n° 6/7, p 529-536, 1989

KAIRENTO 81

Kairento A.L., Göran H., Biomechanical analysis of walking, Journal of biomechanics, vol 14, n° 10, p 671-678, 1981

KANETO 93

Kaneto Y., Sato F., The optimization of the golf swing and its application to the golfclub design, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 652-653, 1993

KARLSSON 93

Karlsson D., Changes of the shoulder muscle activation pattern when increasing the stiffness of the arm, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 662-663, 1993

KEARNEY 90

Kearney R.E., Hunter I.W., System identification of human joint dynamics, Critical reviews in biomedical engineering, vol 17, n° 1, p 55-87, 1990

KILLEEN 92

Killeen P.R., Mechanics of the animate, Journal of the experimental analysis behavior, vol 57, p 429-463, 1992

KOLSKI 93

Kolski C., Ingénierie des interfaces homme machine, Série automatique, éditions Hermes, 1993

KOOPMANN 93

Koopmann H.F.J.M., Grootenboer H.J., A numerical technique to predict the walking movement at different velocities, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 708-709, 1993

KOOZEKANAMI 85

Koozekanami S., Duerk J., Determination of the body segment parameters and their effect in the calculation of the position of the center of pressure during postural sway, IEEE Transactions on biomedical engineering, vol BME-32, n°1, 1985

KROMER 93

Kromer V., Auburtin C., Gueury M., Analyse biomécanique de la phase de balancement de la marche -calcul des actions musculaires, Actes du 11ième congrès français de mécanique, vol 5, p 417-420, Lille, 1993

KUMAR 89

Kumar V.R., Waldron J.W., Adaptive gait control for walking robot, Journal of robotic systems, vol 6, n° 1, p 49-76, 1989

LAASSEL 92

Laassel E.M., Analyse et modélisation multidimensionnelles de la marche humaine, Thèse de doctorat, Université de Valenciennes, 1992

LAASSEL 92B

Laassel E.M., Barbier F., Angué J.C., Modèle tri-dimensionnel de la marche humaine, European Symposium on clinical gait Analysis, p 240-243, Zurich, April 1992

LACOUTURE 91

Lacouture P., Junqua P., Plate-forme de forces et analyse du geste sportif, Science et motricité, n°15, p 41-51, 1991

LAMONTAGNE 93

Lamontagne M., Németh G., Wrettemberg P., A new approach to validate a musculo-skeletal human knee joint model, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 752-753, 1993

LAURSEN 93

Laursen B., Sogaard K., Sjogaard, A dynamic 3-D link segment model applied for calculating joint torques during cleaning work, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p 762-763, 1993

LEPOUTRE 90

Lepoutre F.X., El Abbari M., Modélisation cinématique de l'opérateur humain, XVIème congrès de la société de biomécanique, Cluny, France, 1990

LOCH 92

Loch D.A, Zongping L., Lewis J.L., Stewart N.J., a theoretical model of the knee and ACL : theory and experimental verification, journal of biomechanics, vol 25, n°1, p 81-90, 1992

LOSLEVER 88

Loslever P., Etude ergonomique du poste de bureautique : approche par les méthodes multidimensionnelles d'analyse des données, Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 1988

LOSLEVER 94

Loslever P., Méthodologie d'étude évolutive de la rééducation de la marche par rapport aux modèles de la marche normale, Note interne L.A.M.I.H., 1994

MACELLARI 83

Macellari V., COSTEL : a computer peripheral remote sensing device for 3D monitoring of human motion, *Medical and Biological Engineering and Computing*, p 311-318, May 1983.

MANSFIELD 87

Mansfield P. K., Fijan R. S., Mann R. W., Internal Calibration of Opto-Electronic Cameras, 9th Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE, 1987.

MC FAULL 93

Mc Faull S., Lamontagne M., The elastic moment about in vivo human knee joint, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 848-849, 1993

MOLLARD 85

Mollard R., Coblenz A., Fossier E., Contribution of infrared strophotogrammetry in movements analysis. Applications Proceeding on Biostereometrics'85, SPIE, Vol 602, p 23-30, Cannes 1985.

MORIN 93

Morin D., Motion capture for the entertainment industry, Second International symposium on three-dimensional analysis of human movement, p 121-122, Poitiers, France, 1993

MOUAHID 93

Mouahid A., Lacouture P., Duboy J., Junqua A., Calculation of the internal work during different jumps comparison between the force-plate and the cinematographic methods, Second International symposium on three-dimensional analysis of human movement, p 173-176, Poitiers, France, 1993

NACHBAUER 93

Nachbauer W., Kaps P., Loading at the knee joint for straight running over moguls in alpine skiing, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 924-925, 1993

NIKRAVESH 88

Nikravesh P.E., Computer Aided Analysis of Mechanical Systems, ISBN 0-13-164220-0, Prentice-Hall inc, 1988

NILSSON 93

Nilsson G., Örtengen R., Creating and controlling an interactive dynamic model of the human shoulder, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 948-949, 1993

NOYES F.R.93

Noyes F.R., Matthews D.S., Mooar P.A., Grood E.S., , The symptomatic anterior cruciate-deficient knee (part II: the results of rehabilitation, activity modification and counseling on functional disability), *The journal of bone and joint surgery*, vol 65-a, n° 2, p 163-174, 1983

NUSSBAUM 93

Nussbaum M.A., Chaffin D.B., Lavender S.A., Rechten C.J., Geometric considerations in modelization-based modeling of the torso musculature, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 966-967, 1993

OLNEY 85

Olney S.J., Winter D.A., Predictions of knee and ankle moments of force in walking from E.M.G. and kinematic data, *Journal of biomechanics*, vol 18, n° 1, p 9-20, 1985

ONYSHKO 79

Onyshko O., Winter D.A. , A mathematical model for the dynamics of human locomotion, Journal of biomechanics, vol 13, p 361-368, 1979

PANDY 88

Pandy M.G., Berme N., Synthesis of human walking: a planar model for single support, Journal of biomechanics, vol 21, n° 12, p 1053-1060, 1988

PANDY 89A

Pandy M.G., Berme N., Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model. Part 1 : Normal gait., Journ. of Biomechics, Vol 22, vol 6, n° 6/7, p 717-724, 1989

PANDY 89B

Pandy M.G., Berme N., Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model. Part 2 : pathological gait, Journ. of Biomechics, Vol 22, vol 6, n° 6/7, p 725-733, 1989

PATLA 91

Patla A.E., Understanding the control of human locomotion : A 'janus' perspective , Adaptability of the human gait , Patla A.E.(editor), Elsevier Science Publishers B.V. (North -Holland), p 441-452, 1991

PATRIARCOT 81

Patriarcot A.G., Mann R.W., Simon S.R., Mansour J.M., An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait, Journal of biomechanics, vol 14, n° 8, p 513-525, 1981

PAVIS

Pavis B., Etude de la relation entre la compliance d'une piste et le temps de choc dans un modèle biomécanique de la course à pied, Laboratoire de métallurgie physique(La 131 au CNRS) Faculté des sciences, 40 av du recteur pineau , 86022 Poitiers cedex

PEIKENKAMP 93

Peikenkamp K., Natrup J., Nicol K., A 3-D model of the foot utilizing a 3-component force distribution platform for input, I.S.B. 93 PARIS, vol I, p1016-1017, 1993

PENNOCK 90

Pennock G.R., Clark K.J., An anatomy based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee, Journal of biomechanics, vol 23, p 1209-1218, 1990

PETUKHOV 93A

Petukhov L.V., Scholuha V.A., Sokov K.E., Zinkovsky A.V., Simulation of walking : Man as a system of rigid and elastic elements, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1030-1031, 1993

PETUKHOV 93B

Petukhov L.V., Sokov K.E., Computer simulation and optimization of walking : prosthetic foot as an elastic system, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1032-1033, 1993

PIERRYNOWSKI 85

Pierrynowski M.R., Morrison J.B., A physiological model for the evaluation of the muscular forces in human locomotion : theoretical aspect, Mathematical biosciences, vol 75, p 69-101, 1985

PLAMONDON 93

Plamondon A., Gagnon M., Gravel D., Moments at the L5-S1 joint in four dynamic lifting conditions, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1056-1057, 1993

PLAS 89

PLas F., Viel E., Blanc Y., La marche humaine, 4 ieme édition, Monographies de Bois-Larris, Masson, 1989

PLOEG 93

Ploeg E.L., Engsborg J.R., Mathematical modelling applied to gait of below-knee-amputee and able-bodied children, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1060-1061, 1993

POTVIN 93

Potvin J.R., Norman R.W., McGill S.M., A method for continually estimating instantaneous bilateral erector spinae muscle loads during prolonged, dynamic lifting, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1066-1067, 1993

PRILUTSKY 93

Prilutsky B.I., Biomechanical model of musculo-skeletal system for analysis of human movements, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1076-1077, 1993

RAMAKRISHNAN 91

Ramakrishnan K.K., Kabada M.P., On the estimation of joint kinematics during gait, Journal of biomechanics, vol 24, n° 10, p 969-977, 1991

REBELLO 93

Rebello F.S., Correia da Silva K.M., Three-dimensional modelling of the vertebral column mechanics, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1106-1107, 1993

RENAUD 88

Renaud M., Calcul quasi minimal du modèle dynamique inverse d'un robot manipulateur, Technique de la robotique, architecture et commandes, Traité des nouvelles technologies, série robotique, Hermès, 1988

RICHALET 91

Richalet J., Pratique de l'identification, ISBN 2-86601-207-9, Traité des nouvelles technologies, série automatique, éditions Hermès, 1991

RINDERU 93

Rinderu P.L., Schwab A., Van Der Helm F.C.T., Stress calculation in the scapula during humeral abduction using a finite element model, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1124-1125, 1993

ROUANET 93

Rouanet H., Le Roux B., Analyse des données multidimensionnelles (Statistique en Sciences Humaines), ISBN : 2-10-000063-2, Dunod, Paris, 1993

ROY 71

Roy B., Contribution du membre superieur aux forces exercees dans le saut en longueur sans élan chez les garçons de 7, 10, 13 et 16 ans, Kinanthropologie, vol 3, p 3-15, 1971

SAYARH 91

Sayarh H., Contribution de l'analyse de données à l'étude locale et globale de signaux multidimensionnels : Application à l'analyse de systèmes Homme-Machine, Thèse de de Doctorat, Université de Valenciennes, 1991

SAYARH 93

Sayarh H., Loslever P., Classification de signaux multidimensionnels de posture d'un opérateur par un système de coupure automatique des dendogrammes, APII, Vol. 27, n°3, p 343-368, 1993

SCHIAVI 87

Schiavi R., Limbird T., Frazer M. et al., Helical motion analysis of the knee. Methodology for studying kinematics during locomotion., Journal of Biomechanics, Vol 20, n° 5, p 459-469, 1987

SCHNEIDER 92

Schneider K., Zernicke F., Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments, Journal of biomechanics, vol 25, n°2, p 145-148, 1992

SCOTT 91

Scott S.H., Winter D.A., Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking, Journal of biomechanics, vol 24, p 743-752, 1991

SIEGLER 84

Siegler S., Moskowitz G.D., Freedman W., Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation, Journal of biomechanics, vol 17, n° 9, p 647-652, 1984

SINCLAIR 93

Sinclair P., Computer modelling of cycling technique, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1256-1257, 1993

SOGAARD 93

Sogaard K., Laursen B., Sjogaard G., Dynamometer designed for measuring 3-D forces applied to the hands, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1266-1267, 1993

SOHIER 89

Sohier R., Haye M., Deux marches pour la machine humaine, celle "qui vient d'en haut" et celle qui "vient d'en bas", Edition Kiné-sciences, 40 rue Warocqué, 7100 La Louvière, Belgique, 1989.

SOUDAN 74

Soudan K., Standardisation of gait kinematic data using a gait symmetry index and Fourier analysis. in Biomechanics : Principles and applications., Ed. Martinus Nijhoff Publishers, p 135-140, 1974

SPRING 90

Spacial Reprint : The Motion Analysis Laboratory, The hospital for special surgery - Horizon, Spring 1990.

SUTHERLAND 93

Sutherland D.H., Gait analysis : the present and the future, Second International symposium on three-dimensional analysis of human movement, p 179-181, Poitiers, France, 1993

TABORIN 89

Taborin V., Coopération entre opérateur et système d'aide à la décision pour la conduite de procédés continus, Thèse université de Valenciennes, n° d'ordre 8913, 1989

THÉODOR 92

Théodor R., Initiation à l'analyse numérique (CNAM cours A), ISBN : 2-903607-72-9, Masson, 3ième édition, 1992

TSAI 86

Tsai C.S., Mansour J.M., Swing phase simulation and design of above knee prostheses, *Journal of biomechanical engineering*, vol 108, n° 1, p 65-72, 1986

VAN DE BELT D.93

Van de Belt D., Koopman H.F.J.M., Grootenboer H.H., 3D-model for the simulation of walking with functional electrical stimulation and orthoses, *I.S.B. 93 PARIS*, vol II, p 1378-1379, 1993

VAN DEN BOGERT 93

Van den Bogert A.J., Smith G., Nigg B.M., In vivo determination of the rotational axes of the ankle joint complex using 3-D kinematic analysis, *I.S.B. 93 PARIS*, vol II, p 1380-1381, 1993

VAN DER HELM 92

Van Der Helm F.C.T., Veeger H.E.J., Pronk G.M., Van Der Woude L.H., Rozendal R.H., Geometry parameters for musculoskeletal modeling of the shoulder system, *Journal of biomechanics*, vl 25, n° 2, p 129-144, 1992

X **VAUGHAN 84**

Vaughan C.L., Computer simulation of human motion in sports biomechanics, *Exercices and sport sciences reviews*, vol 12, p 373-416, 1984

VAUGHAN 82

Vaughan C.L., Smoothing and differentiation of displacement-time data : an application of the splines and digital filtering, *Int. J. Bio-Medical Computing*, vol 13, p 375-386, 1982

VEEGER 93

Veeger H.E.J., Van der Helm F.C.T., forces on the glenohumeral joint in a simulated wheelchair push, *I.S.B. 93 PARIS*, vol II, p 1408-1409, 1993

VEEGER 91

Veeger H.E.J., Van Der Helm F.C.T., Van Der Woude L.H.V., Pronk G.M., Rozendal R.H., Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shouldermechanism, *Journal of biomechanics*, vol 24, n° 7, p 615-629, 1991

WILLINGER 87

Willinger R., Renault D., Schaeffer, Le point sur l'étude biomécanique de la marche., *Acta Orthopædica Belgica*, Tome 53, Fasc. 1, p 12-24, 1987

WINTER 85

Winter D.A., Concerning the scientific basis for the diagnosis of pathological gait and for rehabilitation protocols, *Physiotherapy Canada*, vol 37, p 245-252, 1985

WINTER 82

Winter D.A., Camera speeds for normal and pathological gait analyses, *Medical and biological engineering and computing*, vol 20, p 408-412, 1982

WINTER 83

Winter D.A., Moments of force and mechanical power in jogging, *Journal of biomechanics*, voll16, n° 1, p 91-97, 1983

WINTER 90

Winter D. A., *Biomechanics and motor control of human movement.*, A Wiley Inters. Publ., second edition, New York; 1990.

WINTER 79

Winter D.A., Biomechanics of human movement, A Willey-Interscience publication, 1979

WINTER 80

Winter D.A., Overall principle of lower limb support during stance phase of gait, Journal of biomechanics, vol 13, n° 11, p 923-927, 1980

WINTER 87A

Winter D.A.(a), Mechanical power in human movements: generation, absorption and transfer, Medical sport Sciences, vol 25, p 34-45, 1987

WINTER 84A

Winter D.A., Biomechanics of human movement with applications to the study of human locomotion, Critical reviews in biomedical engineering, vol 9, n° 4, p 287-314, 1984

WINTER 84B

Winter D.A., Pathological gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles, Archives of Physical and medical rehabilitation, vol 65, p 393-398, 1984

WINTER 87

Winter D.A., Yack H.J., E.M.G. profiles during normal human walking: stride to stride and inter-subject variability, Electroencephalography and clinical Neurophysiology, n° 67, 402-411, 1987

WOLTRING 91

Woltring H.J., Definition and calculus of attitude angles, instantaneous helical axes and instantaneous centres of rotation from noisy position and attitude data, International symposium on 3-D analysis of human movement, july 28-31, Montréal, Québec, Canada, 1991

WOLTRING 87

Woltring H.J., Software development in biomechanics, Journal of biomechanics, vol 20, n° 2, p 219, 1987

WOLTRING 89

Woltring H.J., On optimal smoothing and derivative estimation from noisy displacement data in biomechanics, Human Movement Science vol 4, p 229-245, 1989

WYSS 93

Wyss U.P., Costigan P.A., Li J., Olney S.J., Zee B.C., Cooke T.D.V., Bone-on-bone forces at the knee joint during walking and stairclimbing, I.S.B. 93 PARIS, vol II, p 1482-1483, 1993

YANG 84

Yang J.F., Winter D.A., Electromyographic amplitude normalisation methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis, Archives of Physical and medical rehabilitation, vol 65, p 517-521, 1984

YEADON 90A

Yeadon M.R., The simulation of aerial movement-I: the determination of orientation angles from film data, Journal of biomechanics, vol 23, n° 1, p 59-66, 1990

YEADON 90B

Yeadon M.R., The simulation of aerial movement-II: a mathematical inertia model of the human body, Journal of biomechanics, vol 23, n° 1, p 67-74, 1990

YEADON 90C

Yeadon M.R., The simulation of aerial movement-III: The determination of the angular momentum of the human body, *Journal of biomechanics*, vol 23, n° 1, p 75-83, 1990

YEADON 90D

Yeadon M.R., Atha J., Hales F.D., The simulation of aerial movement-IV: a computer simulation model, *Journal of biomechanics*, vol 23, n° 1, p 85-89, 1990

YEADON 89

Yeadon M.R., Morlock M., The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters, *Journal of biomechanics*, vol 22, p 683-689, 1989

X

ZATSIORSKY 83

Zatsiorsky V., Seluyanov V., Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations, *Biomechanics IX-B*, (Edited by Winter D.A.), p 233-239, Human kinetics, Champaign, 1983

ZATTI 88

Zatti M., Guidi G., Marcolini F., Computer assisted laboratory diagnosis: a ten-year experience, *International journal of biomedical computing*, vol 23, p 125-135, 1988

X

ZINKOVSKY 93.

Zinkovsky A.V., Scholuha V.A., Computer simulation of human locomotion in extreme conditions, *I.S.B. 93 PARIS*, vol II, p 1514-1515, 1993

Annexes

ANNEXE I

- Les plate-formes de forces -

Ce tableau présente la synthèse des caractéristiques de plate-formes de forces adaptées pour l'étude de la marche et des sauts. Cette liste n'est pas exhaustive quant aux constructeurs et aux types de plate-forme, mais on y trouve les principaux constructeurs et leur matériel dans la gamme d'utilisation décrite précédemment.

| Marques Type de P.F. | Kistler 9284 | Bertec 4060A | Bertec 4060H | Logabex PX2000 | A.M.T.I ORG-6 2000 | A.M.T.I ORG-5 2000 |
|--|-------------------|-----------------------------|--------------------------------|---|--|---|
| Gamme Fx, Fy (daN) Fz (daN) Mx, My (daN) Mz (daN) | -50..50 0..200 | 0..700 +/-350 | 0..700 +/-350 | 0..550 0..2100 +/-210 +/-240 | 0..445 0..890 +/-226 +/-113 | 0..445 0..890 +/-226 +/-113 |
| Sensibilité Fx, Fy ($\mu V/V/N$) Fz ($\mu V/V/N$) Mx, My ($\mu V/V/N$) Mz ($\mu V/V/N$) | <5mN <10mN | 1,7 1 11,3 7,9 5,5 | 0,17 0,1 11,3 7,9 5,5 | 0,29 0,09 0,8 0,71 | 3,4 0,8 8 1,68 | 0,34 0,08 0,66 1,24 |
| Rigidité Fx, Fy (N/m) Fz (N/m) | | | | 2,2 10 ⁷ 18 10 ⁷ | 3,5 10 ⁷ 7,0 10 ⁷ | 4,4 10 ⁷ 10,5 10 ⁷ |
| Fréquences propres Fx, Fy (Hz) Fz (Hz) | 250 250 | 250 500 | 320 1500 | 200 600 | 550 1000 | 320 500 |
| Masse (Kg) | 30 | 35 | 25 | 30 | 19 | 32 |
| Transportabilité Option | Pas prévu | Pas prévu | Pas prévu | Prévu | Prévu | Prévu |
| Dimension (mm) | 500-500-80 | 400-600-68 | 400-600-100 | 400-600-131 | 454-508-? | 454-508-? |

Tableau I.1 : de synthèse des principales plate-formes convenant pour l'étude de la marche et du saut

Remarques :

La gamme correspond aux forces et aux moments maximum que la plate-forme peut mesurer.

La sensibilité correspond pour les plate-formes à pont de jauge (Bertec, logabex, A.M.T.I.) à la tension de sortie du pont de jauge pour une tension d'exitation et une charge donnée. Plus la sensibilité est élevée, plus la mesure est précise mais moins la rigidité est importante et plus la fréquence propre est faible.

La rigidité correspond à la force que l'on doit exercer pour obtenir une flèche d'un mètre

ANNEXE II

- Les différents systèmes d'analyse gestuelle - /HASSINE 94/

Cette étude comparative des Systèmes Analyse Gestuelle existants porte sur les systèmes les plus connus et les plus renommés à savoir VICON /MOLLARD 85/, MOTION-ANALYSIS /SPRING 90/, ELITE /BORGHESE 88/, ARIEL /GREENWALD 91/ et le système développé à l'Université de Valenciennes au LAIH SAGA-3 /CLOUP 89/. Ces systèmes sont aussi choisis pour leur souplesse d'utilisation, leur facilité de mise en œuvre et surtout pour leur grande utilisation.

Tous les systèmes étudiés obtiennent la troisième dimension par stéréovision pour effectuer le suivi de trajectoire des marqueurs. Le corps humain est matérialisé par des marqueurs passifs en Scotch-Lite qui demeurent les moins gênants à l'opérateur humain surtout avec un bon choix de la taille, du nombre et des positions de marqueurs /WINTER 90/. Les marqueurs actifs sont bien utilisés par d'autres systèmes (tel que SELSPOT II /MANSFIELD 87/, COSTEL /MACELLARI 83/, etc...) mais présentent l'inconvénient majeur d'imposer une alimentation permanente provoquant une perturbation de l'O.H. lors des expérimentations. Tous les systèmes comparés dépouillent les résultats de l'analyse manuellement ou d'une manière semi-automatique en temps différé et avec des interventions fréquentes pour guider le système en cas de conflit de décision ou de perte de trajectoire.

| Système | VICON | MOTION | ELITE | ARIEL | SAGA-3 |
|--------------------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------------------|----------------|
| Nbre caméras | 7 | 8 | 2-4 | 2 ou plus | 2-3-4 |
| Nbre marqueurs | illimité | illimité | illimité | Illimité ou sans marqueurs | 64 |
| Fréquence d'acquisition | 50-120 Hz | 60-200 Hz | 50-100 Hz | 60 Hz | 50 Hz |
| Précision | 0,1 % | 0,1 % | 0,1 % | faible | 0,1 % |
| Environnement | Semi-Contrôlé | Semi-Contrôlé | Semi-Contrôlé | Non Contrôlé | Semi-Contrôlé |
| Logiciels d'exploitation | Très nombreux | Nombreux | Assez nombreux | Assez nombreux | Assez nombreux |
| Portabilité | Très Encombrant | Très Encombrant | Normal | Totalement portable | Normal |

Tableau II.1 : Tableau comparatif entre les principaux S.A.G.

Le tableau II.1 Cette comparaison porte sur les principaux critères de performance d'un analyseur de mouvement tels que : le nombre de marqueurs et de caméras utilisés, la fréquence

d'acquisition des images, la précision des résultats de suivi, l'immunité aux bruits, la qualité des post-traitements, l'encombrement du système (sa portabilité). D'autres critères qui ne sont pas pris en considération dans le tableau comparatif peuvent être rajoutés (par exemple le coût, la convivialité).

ANNEXE III

- Le modèle anthropométrique, le modèle géométrique -

- et -

- le fichier des paramètres du modèle -

I. Le modèle anthropométrique

⋮

Définition :

Description anthropométriques des segments utilisés dans le modèle (entête)

Nombre de segments (champ)

Nom du segment, Masse du segment exprimée en % par rapport au poids du corps, Position du centre de gravité du segment par rapport au point proximal (champ).

Exemple:

Description anthropométriques des segments utilisés dans le modèle

| | | | |
|---|--------|----------|------------|
| 4 | | | |
| 0 | Tronc | 0.663000 | 0.374000 1 |
| 1 | Cuisse | 0.110000 | 0.433000 2 |
| 2 | Jambe | 0.045000 | 0.433000 2 |
| 3 | pieds | 0.014000 | 0.420000 2 |

II. Le modèle géométrique :

Définition :

Fichier de définition des paramètres géométrique du modèle théorique

Définition_des_points

Nombre de points

Nom du point, numéro du point

Définition_des_segments

Nombre de segments

Nom du segment, Type de segment

Numéro du segment

Nombre de point définissant le segment,

Numéros des points définissant le segment

Flags indiquant si le point proximal et le point distal sont calculés. (1, ils sont calculés, 0, ils sont à calculés).

Numéro du point supplémentaire

Numéro du pt1i, numéro du pt2i, k_{pi} tel que

$\vec{Pt}_{1i}P_i = k_{pi} * \vec{Pt}_{1i}Pt_{2i}$, numéro du pt3i,

numéro du pt4i, tel que

$\vec{Pt}_{3i}D_i = k_{Di} * \vec{Pt}_{3i}Pt_{4i}$ (voir figure II.5)

Définition_des_points_à_calculer

Nombre de point à calculer

Numéro du point à calculer, numéro du segment qui lui est associé

Définition_des_points_d'entrée

Nombre de points d'entrée

Numéro du point d'entrée, fichier de valeur lui étant associé. (.pfi: plateforme n°i)

Exemple:

Fichier_de_définition_des_parametres_géométrique_du_modele_théorique

Définition_des_points

18

Epaule_d 0

Hanche_d 1

r_cuisse_d 2

Genou_d 3

r_jambe_d 4

Cheville_d 5

Talon_d 6

Pt_c_p_d 7

Orteil_d 8

Epaule_g 9

Hanche_g 10

r_cuisse_g 11

Genou_g 12

r_jambe_g 13

Cheville_g 14

Talon_g 15

Pt_c_p_g 16

Ortei_g 17

Définition_des_segments

7

Pied_d 3

0

3 5 8 7

1 1

6 -1 -1 0.5 -1 -1 0.5

Jambe_d 2

1

2 3 5

1 1

4 -1 -1 0.5 -1 -1 0.5
 Cuisse_d 1
 2
 2 1 3
 1 1
 2 -1 -1 0.5 -1 -1 0.5
 Tronc 0
 3
 2 1 10
 0 0
 10 0 9 0.5 1 10 0.5
 Cuisse_g 1
 4
 2 10 12
 1 1
 11 -1 -1 0.5 -1 -1 0.5
 Jambe_g 2
 5
 2 12 14
 1 1
 13 -1 -1 0.5 -1 -1 0.5
 Pied_g 3
 6
 3 14 17 16
 1 1
 15 -1 -1 0.5 -1 -1 0.5
 Définition_des_points_à_calculer
 6
 5 0
 3 1
 1 2
 4 6
 12 5
 10 4
 Définition_des_points_d_entrée
 2
 7 .pf2
 16 .pf1

A partir du fichier des paramètres anthropométriques, du fichier des paramètres géométriques et de la base de données des sujets est construit le fichiers des paramètres du modèle.

II. Le fichier des paramètres du modèle :

Définition :

Fichier de définition des paramètres du modèle théorique

Nombre d'image constituant les fichiers d'entrées

Fréquence d'acquisition en Hz

Type de dérivation, 0 : dérivation polynomiale, degré du polynôme, nombre de points supplémentaires.

Définition des points

Idem modèle géométrique
Définition des segments
*Idem modèle géométrique + masse du segment en Kg, longueur du segment en m, k_i tel que $\vec{P_i G_i} = k_i * \vec{P_i D_i}$ (voir §II.3.3.3)*
Type de matrice d'inertie 1 ellipsoïde de révolution, 2 cône tronqué, grand rayon (R), petit rayon (r) (voir figure II.9 et II.10)
Définition des points à calculer
Idem modèle géométrique
Définition des points d'entrée
Idem modèle géométrique

Exemple :

Fichier_de_définition_des_parametres_du_modele_théorique

97

50

0 3 15

Définition_des_points

18

Epaule_d 0

Hanche_d 1

r_cuisse_d 2

Genou_d 3

r_jambe_d 4

Cheville_d 5

Talon_d 6

Pt_c_p_d 7

Ortei_d 8

Epaule_g 9

Hanche_g 10

r_cuisse_g 11

Genou_g 12

r_jambe_g 13

Cheville_g 14

Talon_g 15

Pt_c_p_g 16

Ortei_g 17

Définition_des_segments

7

Pied_d

0

3 5 8 7

1 1

6 -1 -1 0.500000 -1 -1 0.500000

0.840000 0.125000 0.423000

2 0.050930 0.035014

Jambe_d

1

2 3 5

1 1

4 -1 -1 0.500000 -1 -1 0.500000

2.700000 0.395000 0.433000

2 0.047746 0.032627

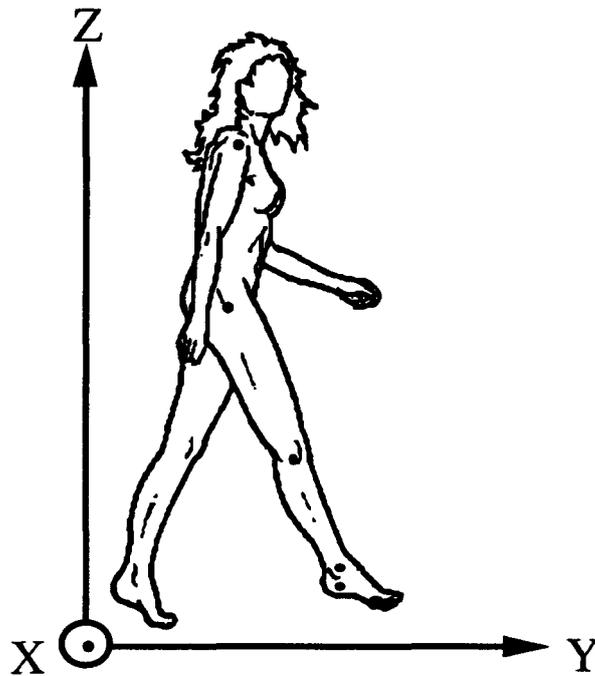
Cuisse_d

2

| | |
|----------------------------------|----------------------------------|
| 2 1 3 | 13 -1 -1 0.500000 -1 -1 0.500000 |
| 1 1 | 2.700000 0.395000 0.433000 |
| 2 -1 -1 0.500000 -1 -1 0.500000 | 2 0.047746 0.032627 |
| 6.600000 0.400000 0.433000 | Pied_g |
| 2 0.087535 0.066845 | 6 |
| Tronc | 3 14 17 16 |
| 3 | 1 1 |
| 2 1 10 | 15 -1 -1 0.500000 -1 -1 0.500000 |
| 0 0 | 0.840000 0.125000 0.420000 |
| 10 0 9 0.500000 1 10 0.500000 | 2 0.050930 0.035014 |
| 39.780000 0.500000 0.374000 | Définition_des_points_à_calculer |
| 1 0.345000 0.185000 | 6 |
| Cuisse_g | 5 0 |
| 4 | 3 1 |
| 2 10 12 | 1 2 |
| 1 1 | 14 6 |
| 11 -1 -1 0.500000 -1 -1 0.500000 | 12 5 |
| 6.600000 0.400000 0.433000 | 10 4 |
| 2 0.087535 0.066845 | Définition_des_points_d_entrée |
| Jambe_g | 4 |
| 5 | 7 paut21.fc2 |
| 2 12 14 | 16 paut21.fc1 |
| 1 1 | |

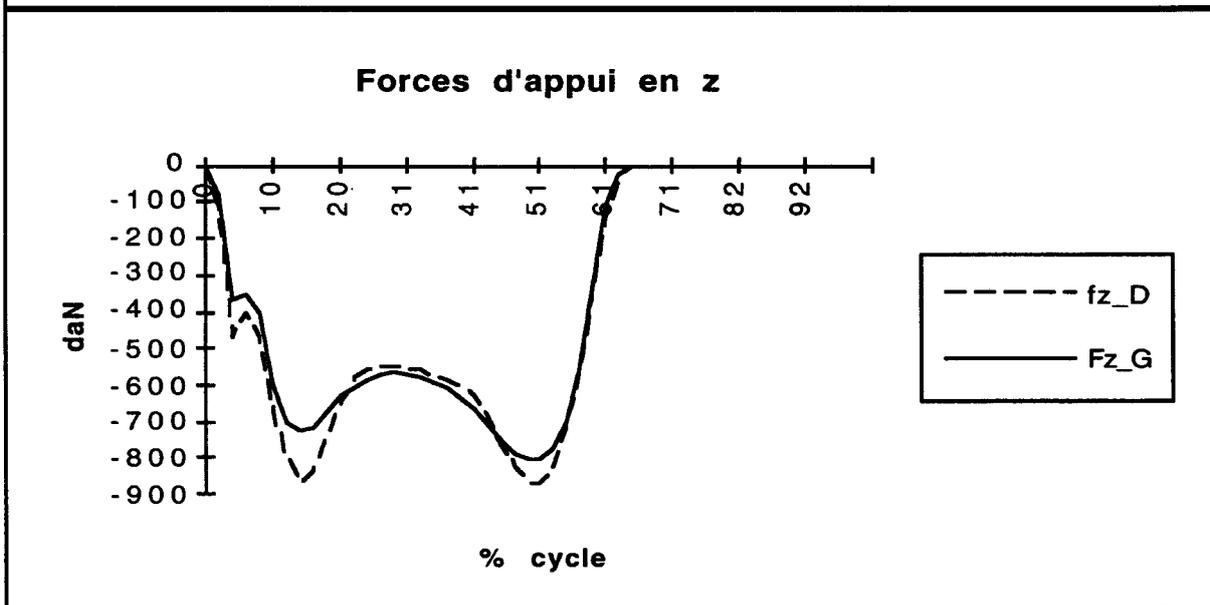
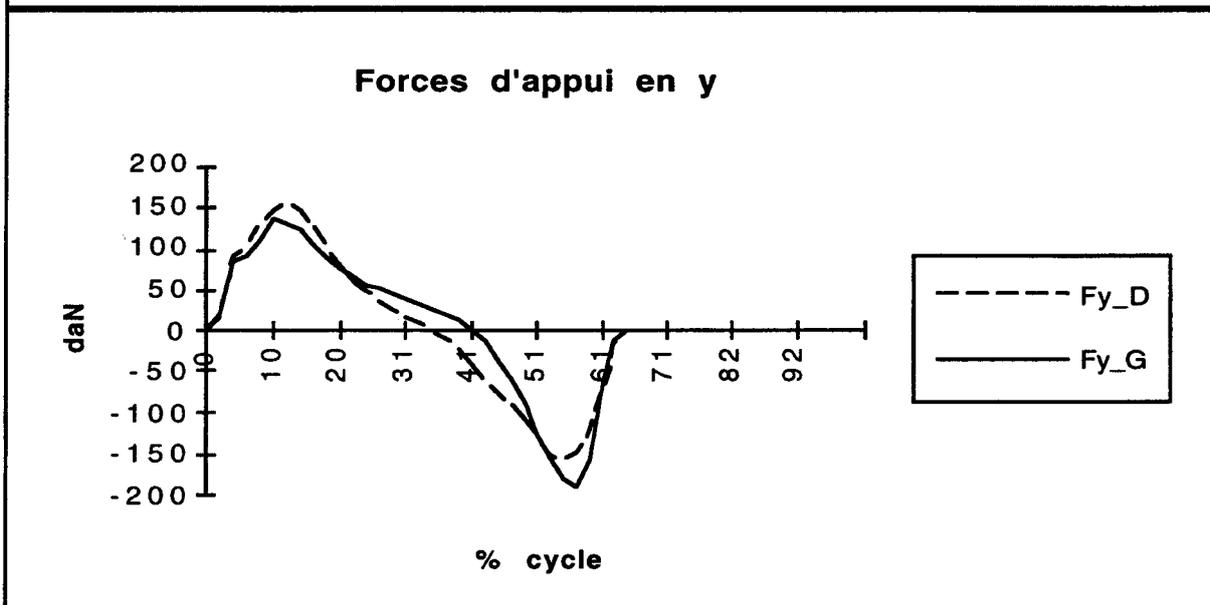
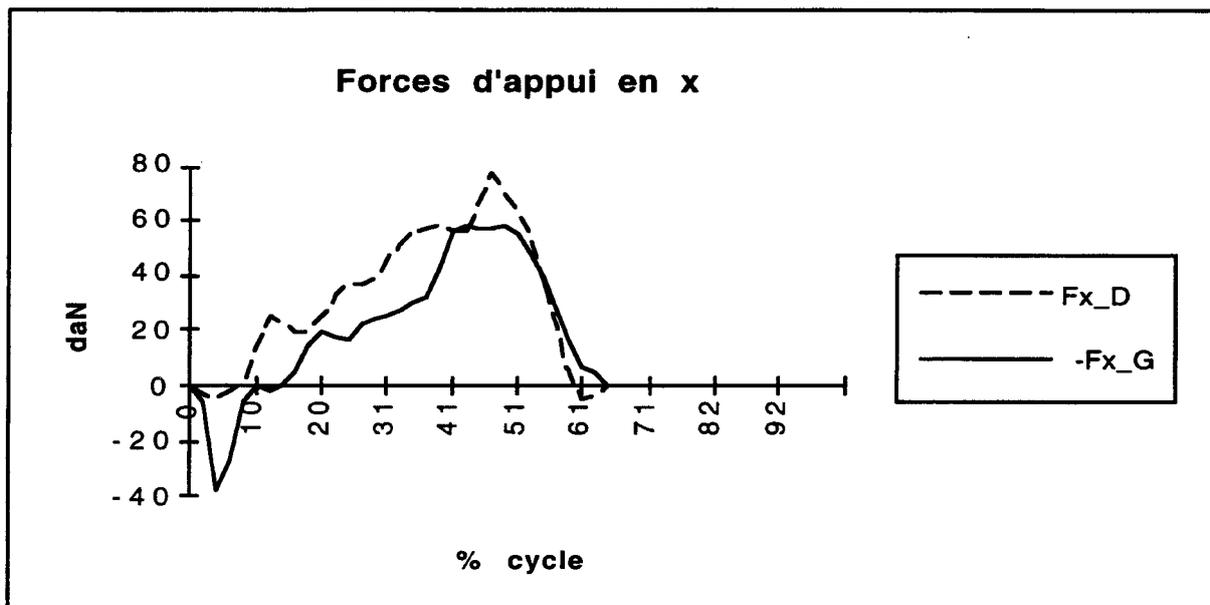
ANNEXE IV

Les couples et les forces au niveau du sol et aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche pour un patient ayant subi une ligamentoplastie au genou gauche lors de son premier test

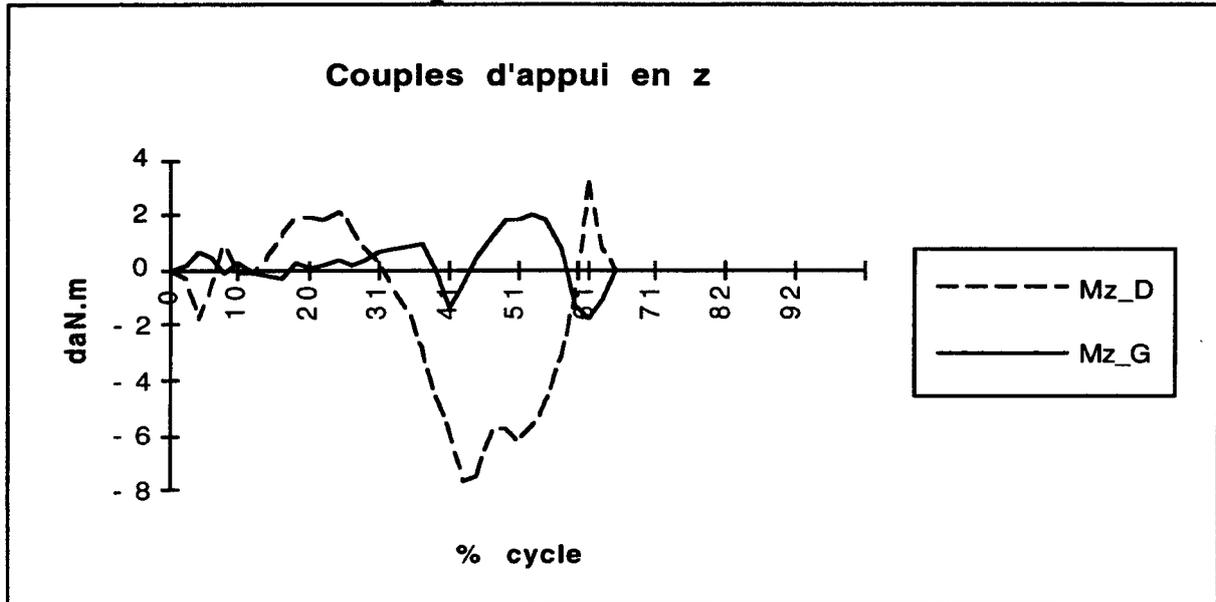


Les axes du repère utilisé lors des expérimentations

- Forces au niveau du sol -

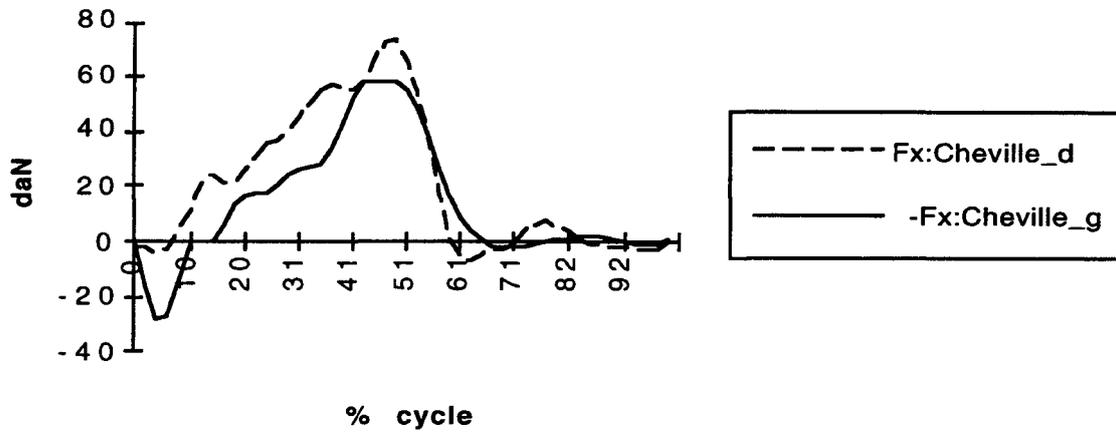


- Couples au niveau du sol -

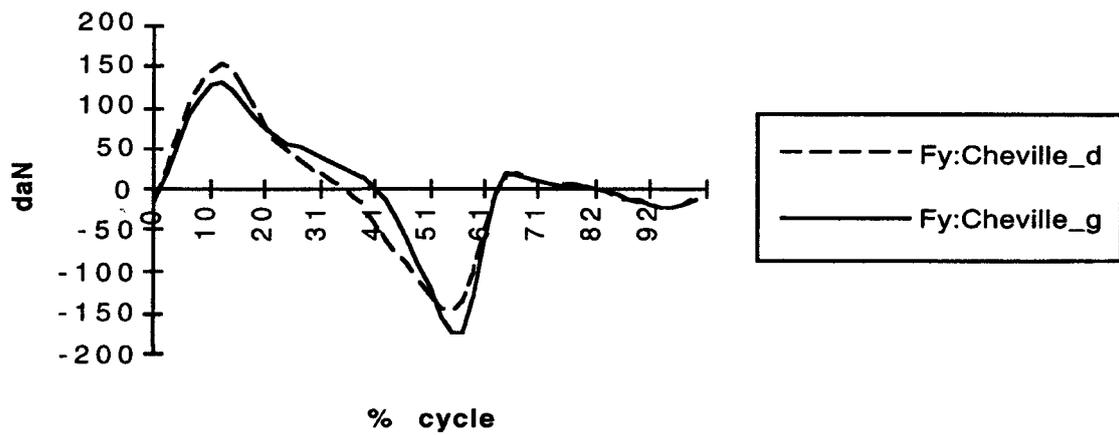


- Forces au niveau de la cheville -

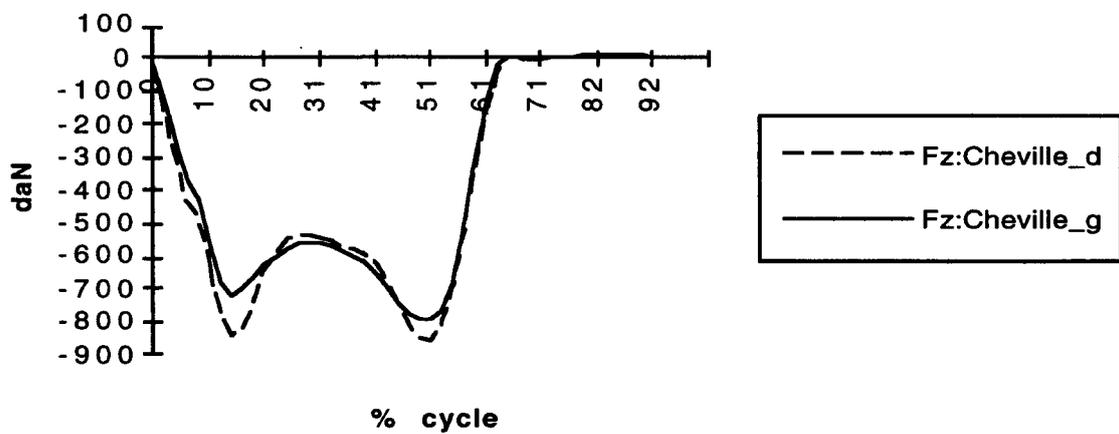
Forces en x à la cheville



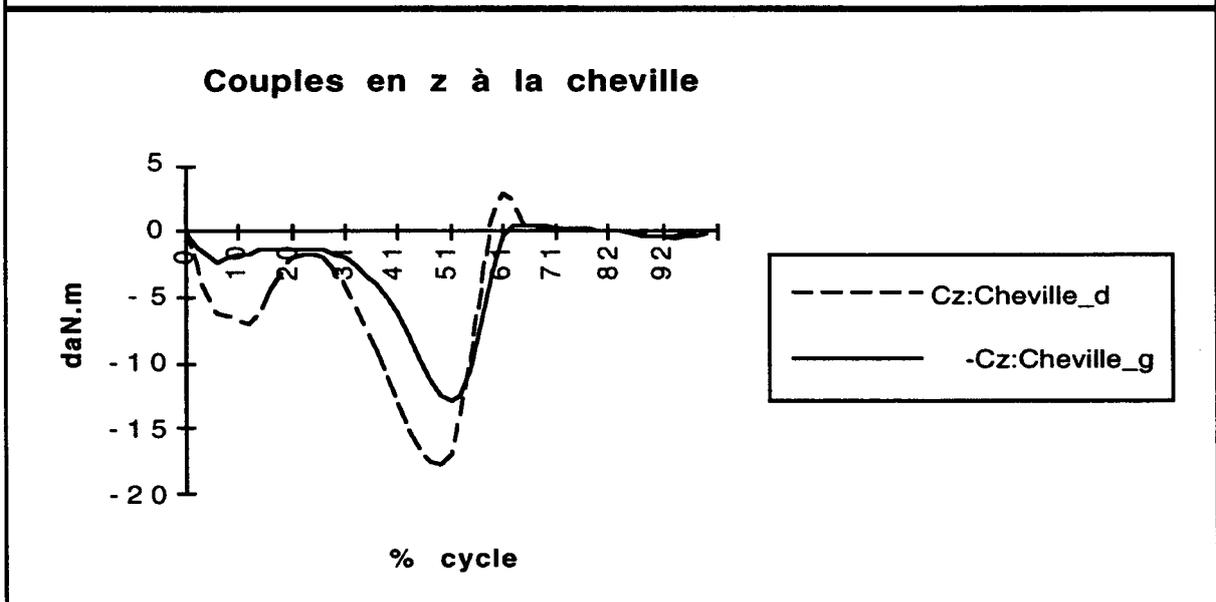
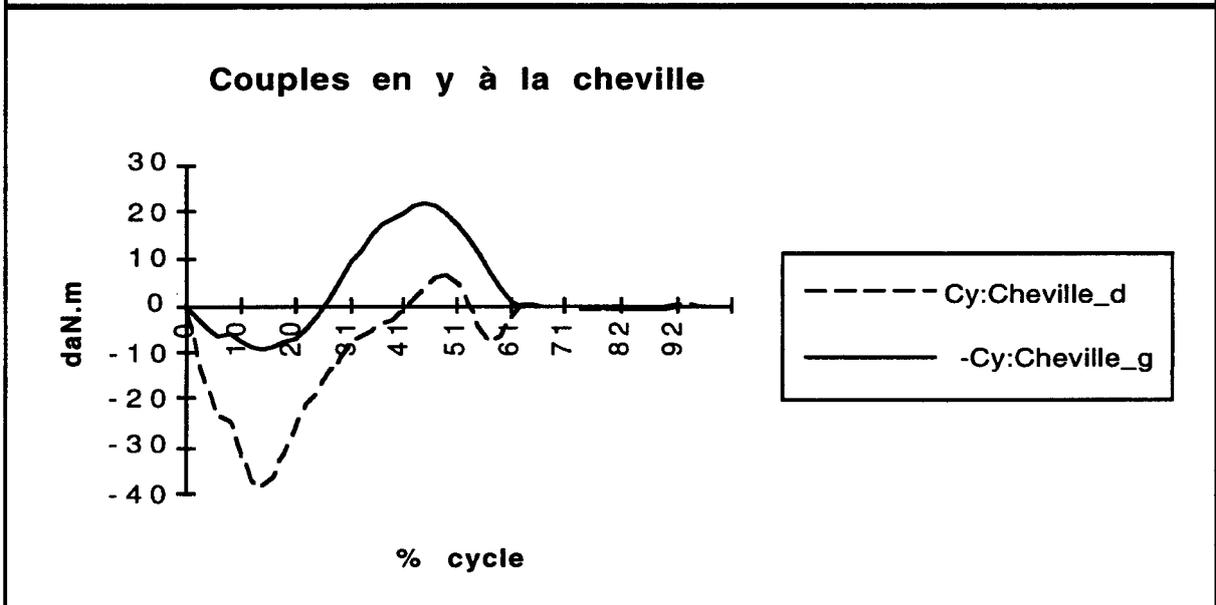
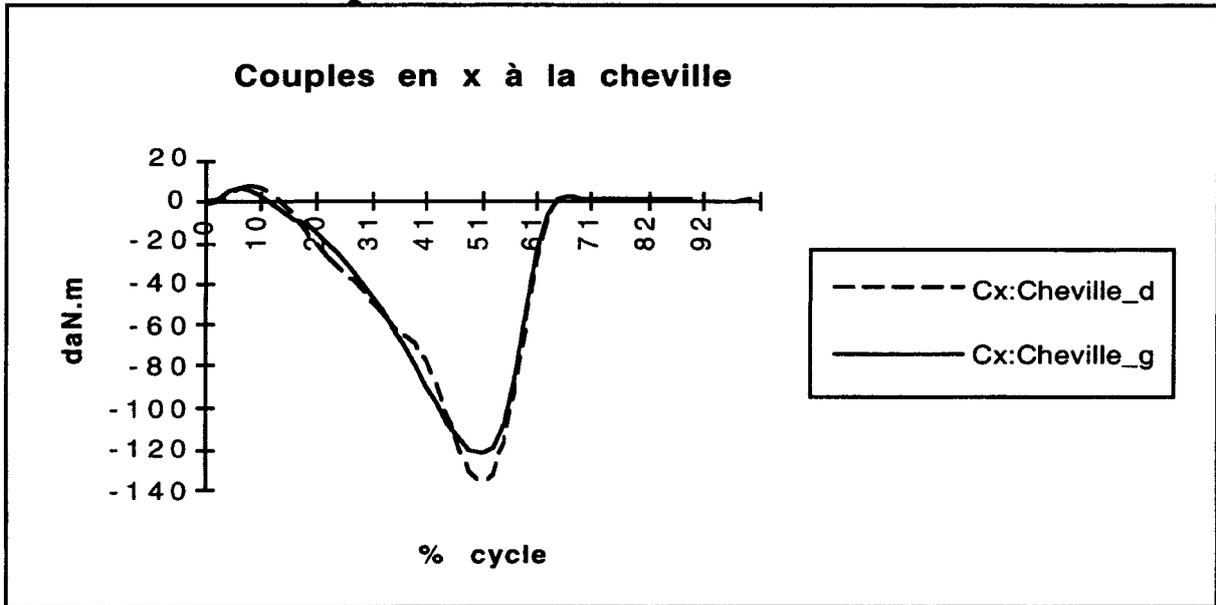
Forces en y à la cheville



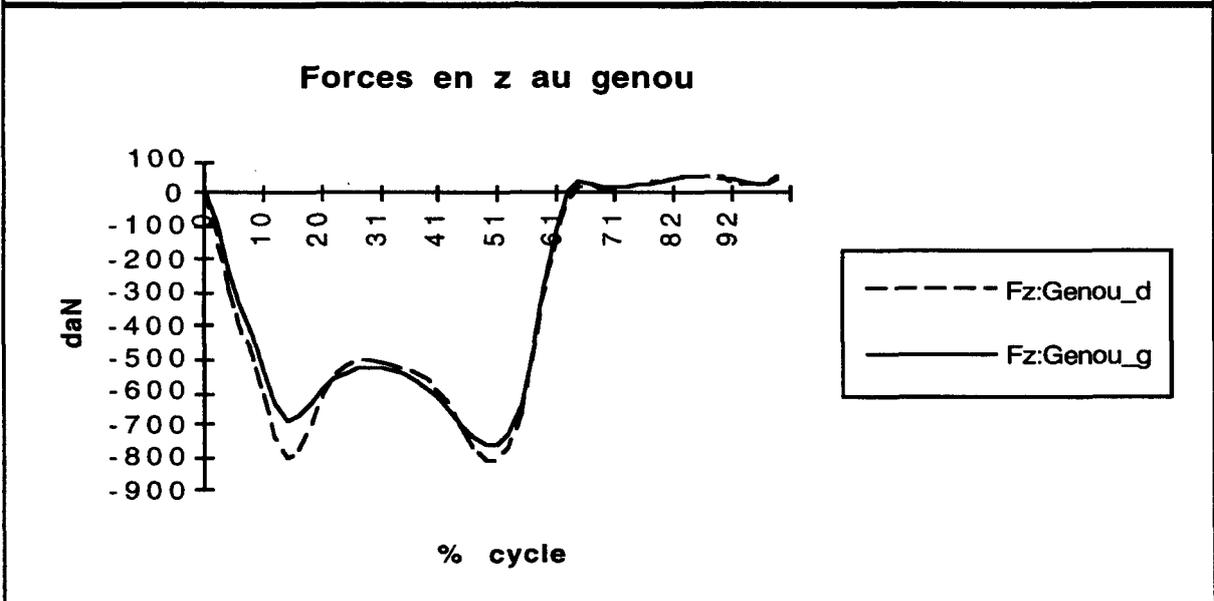
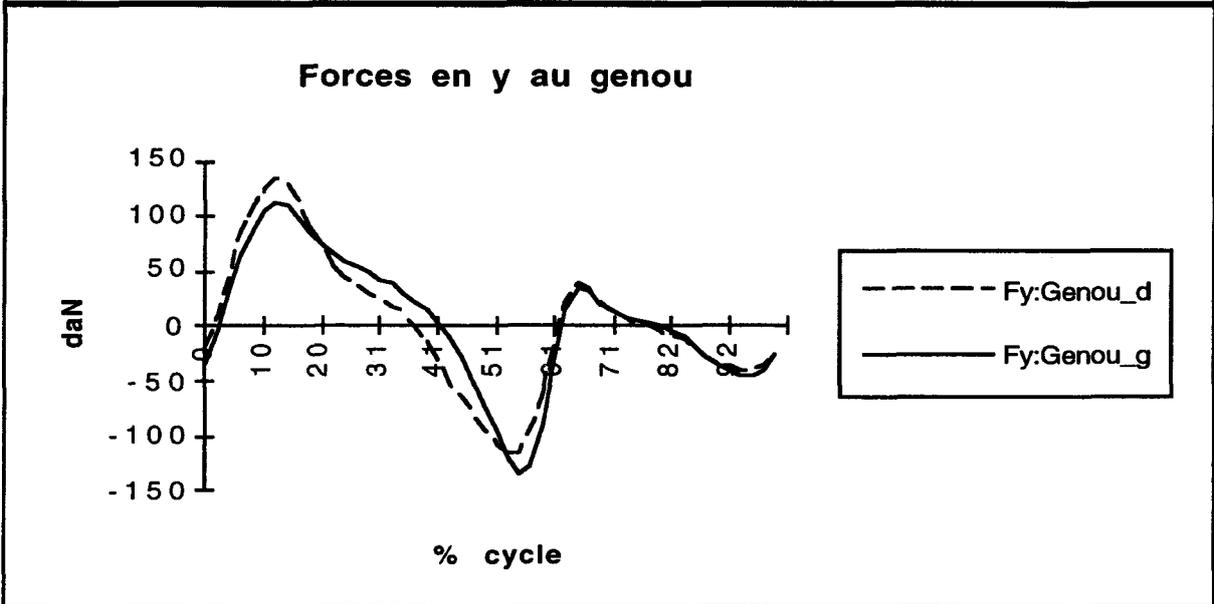
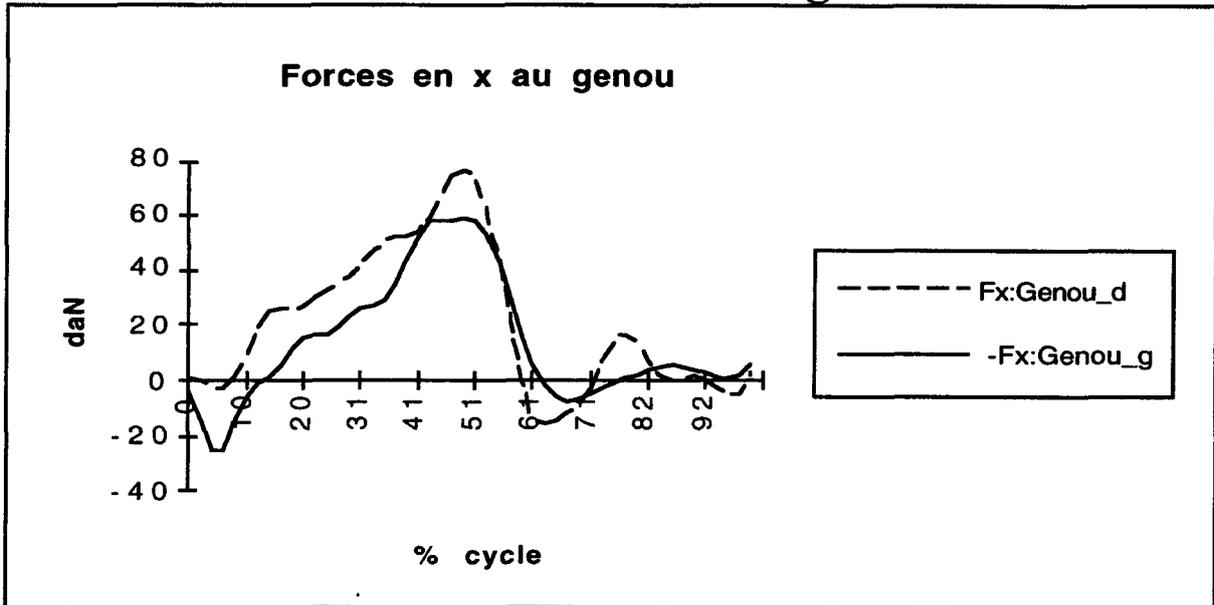
Forces en z à la cheville



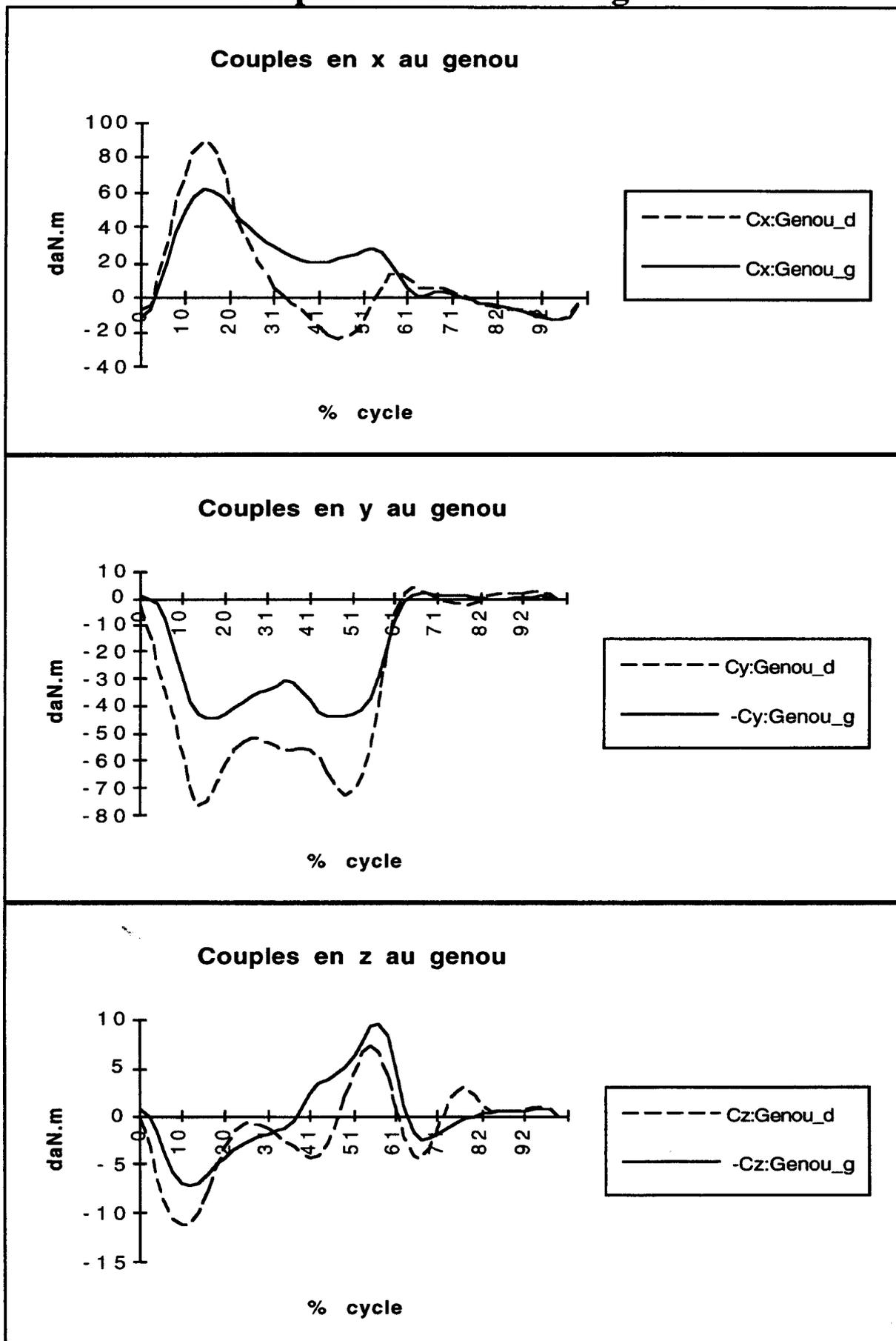
- Couples au niveau de la cheville -



- Forces au niveau du genou -

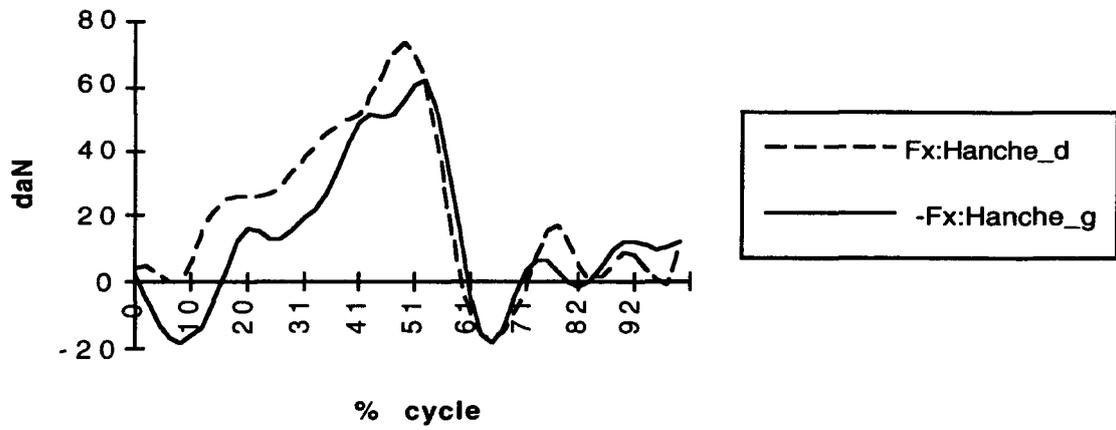


- Couples au niveau du genou -

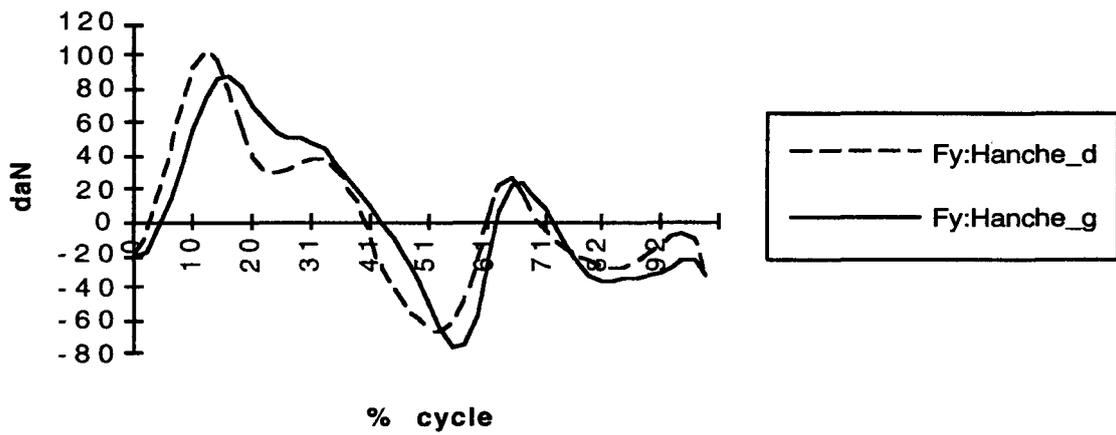


- Forces au niveau de la hanche -

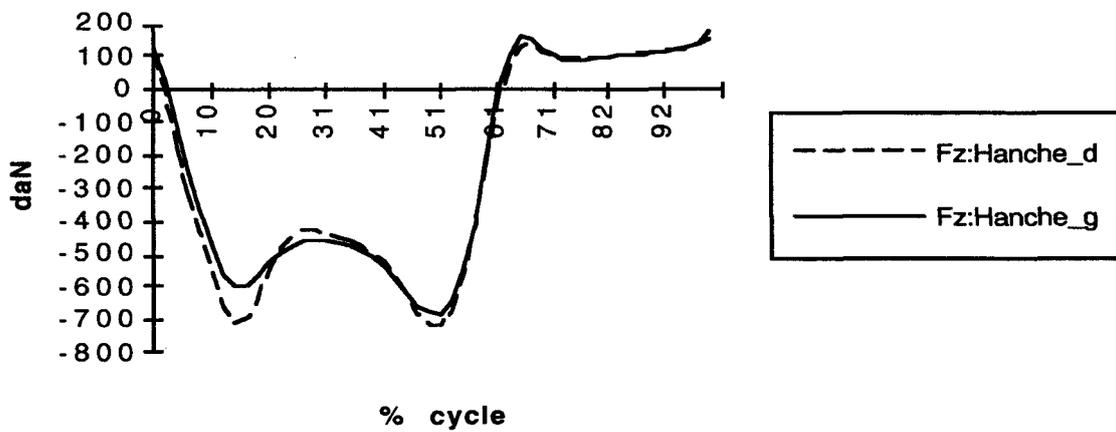
Forces en x à la hanche



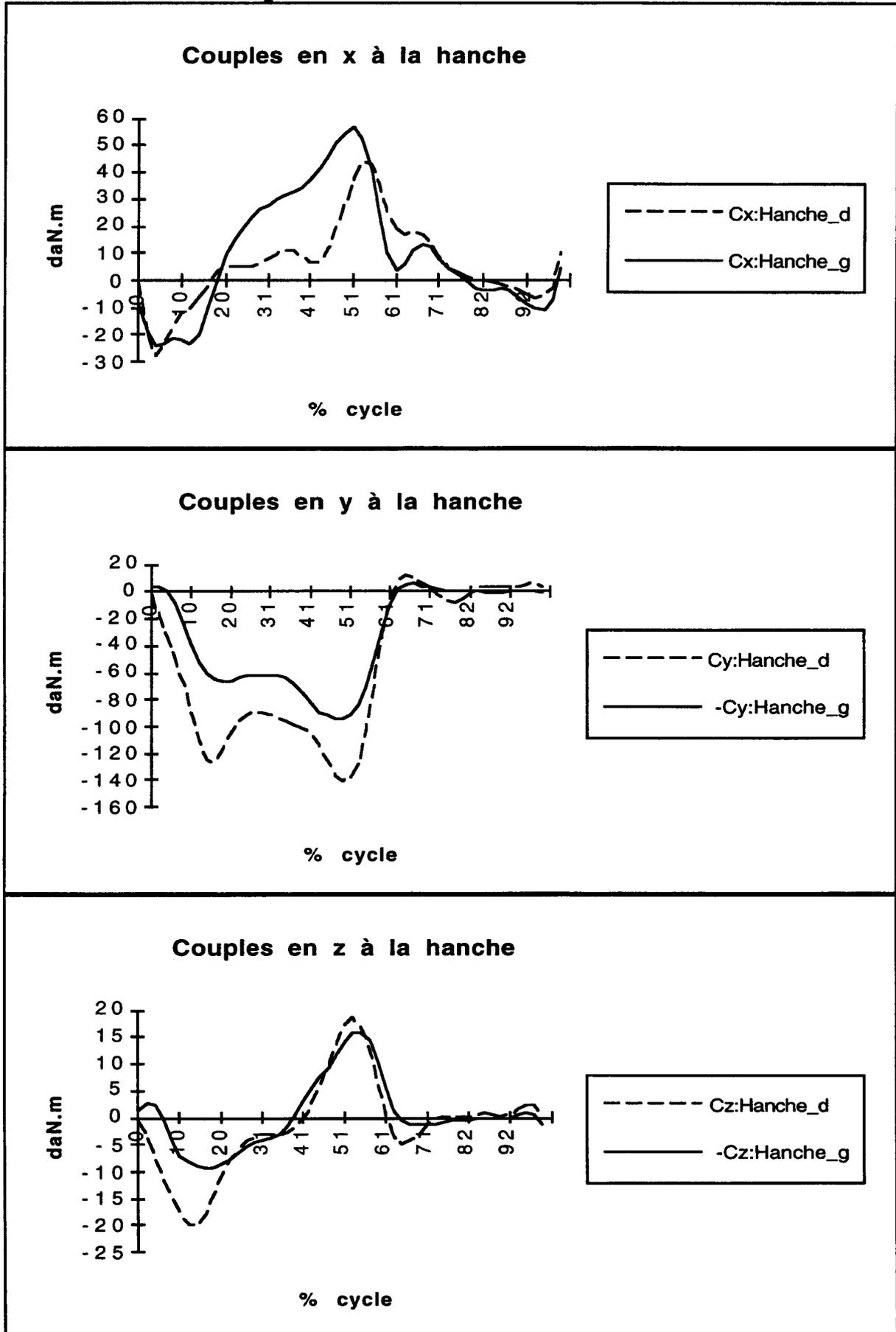
Forces en y à la hanche



Forces en z à la hanche



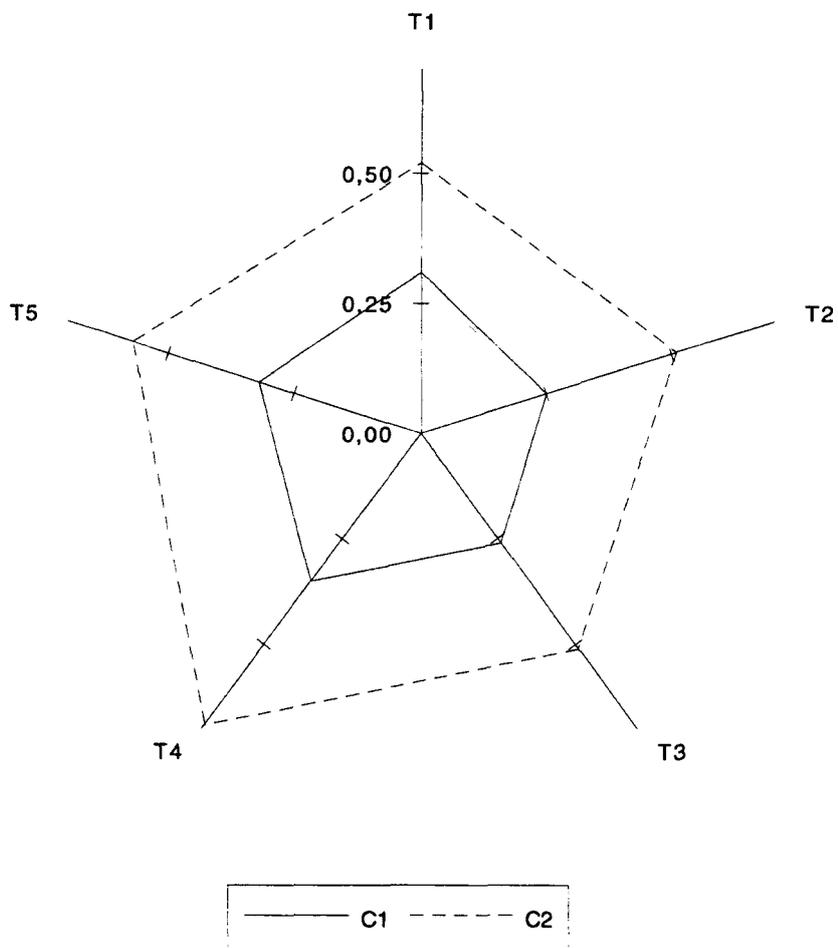
- Couples au niveau de la hanche -



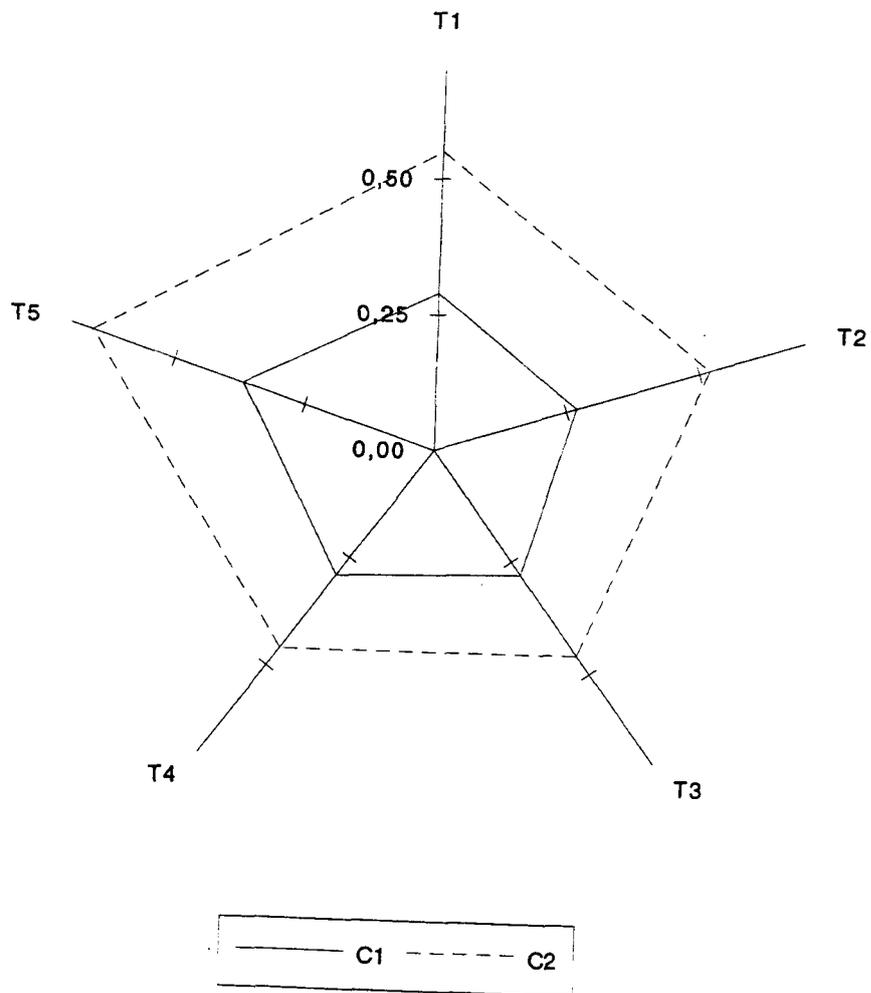
ANNEXE V

Les indices globaux et locaux pour les 5 tests d'un patient ayant subi une ligamentoplastie au genou gauche

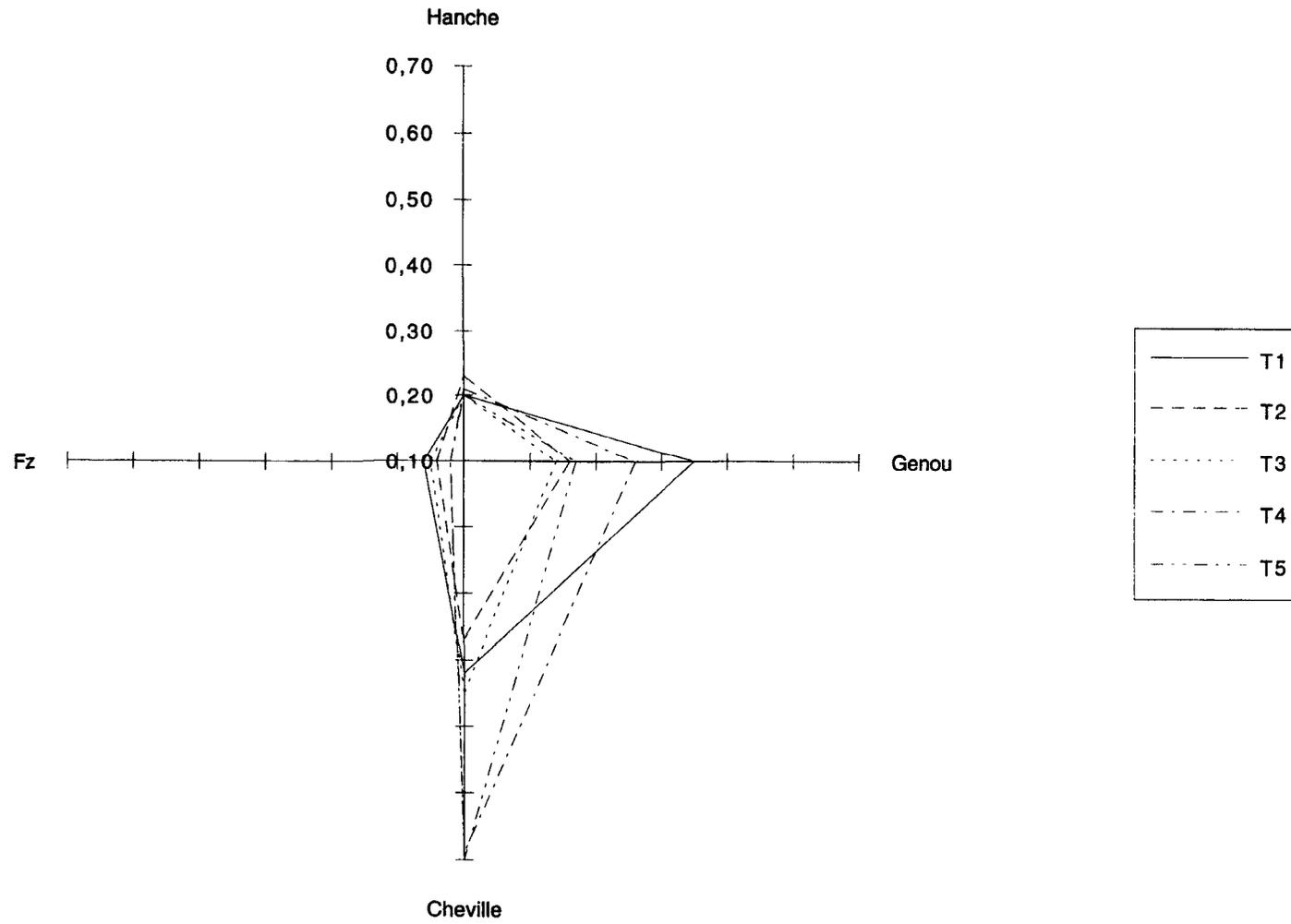
Distance entre le membre sain et les classes C1 et C2



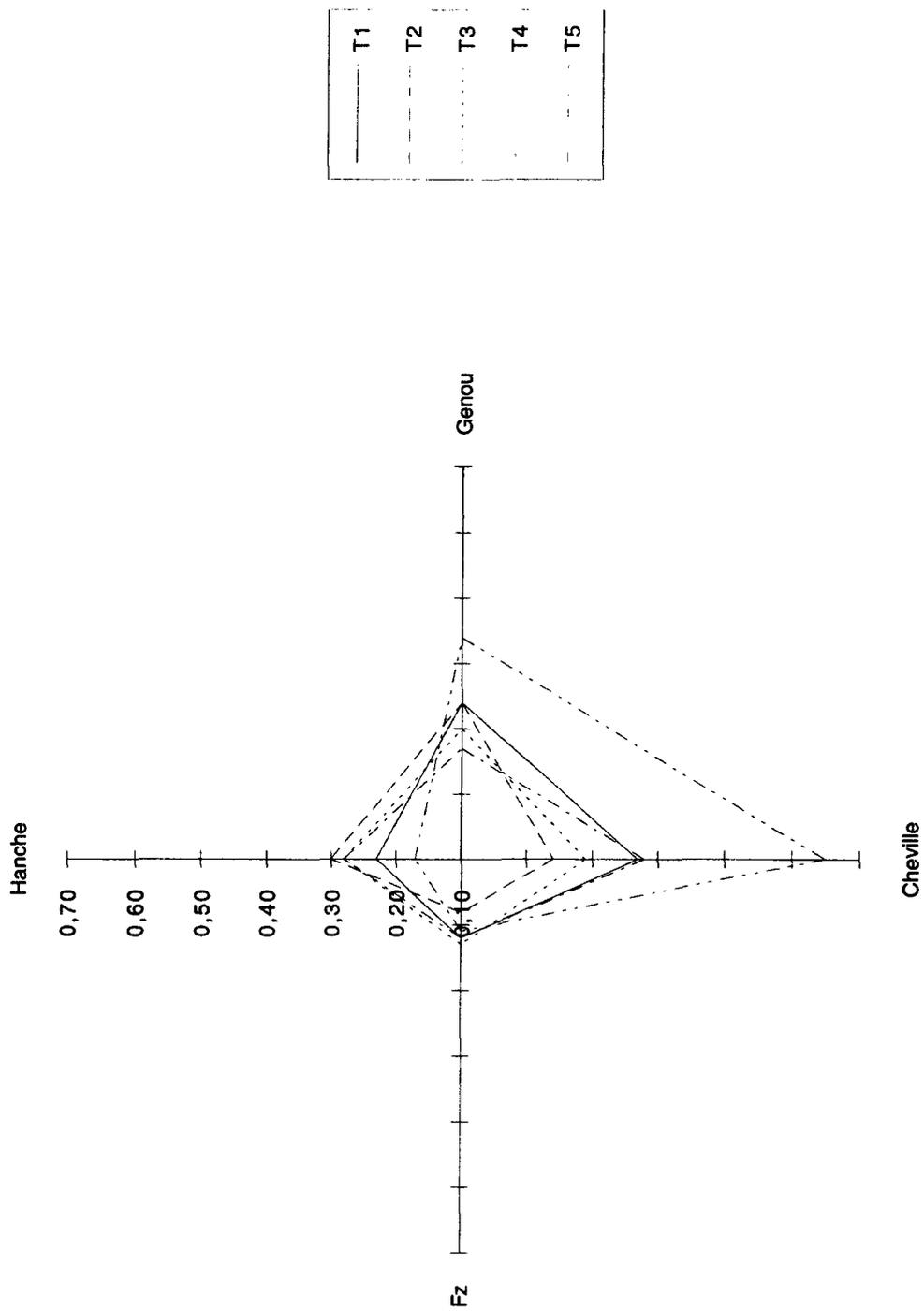
Distance entre le membre 1^{er} et les classes C1 et C2



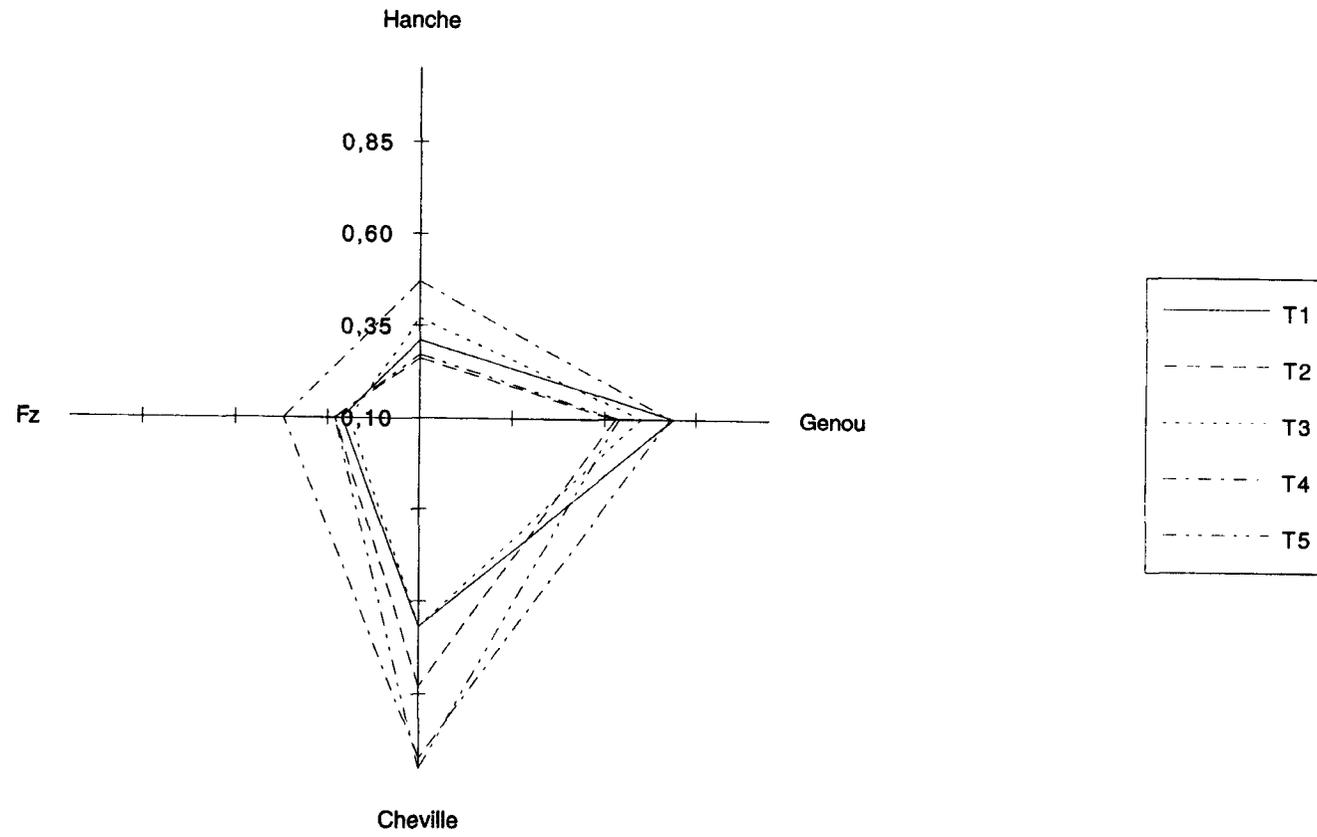
Représentation des indices locaux du membre sain /C1



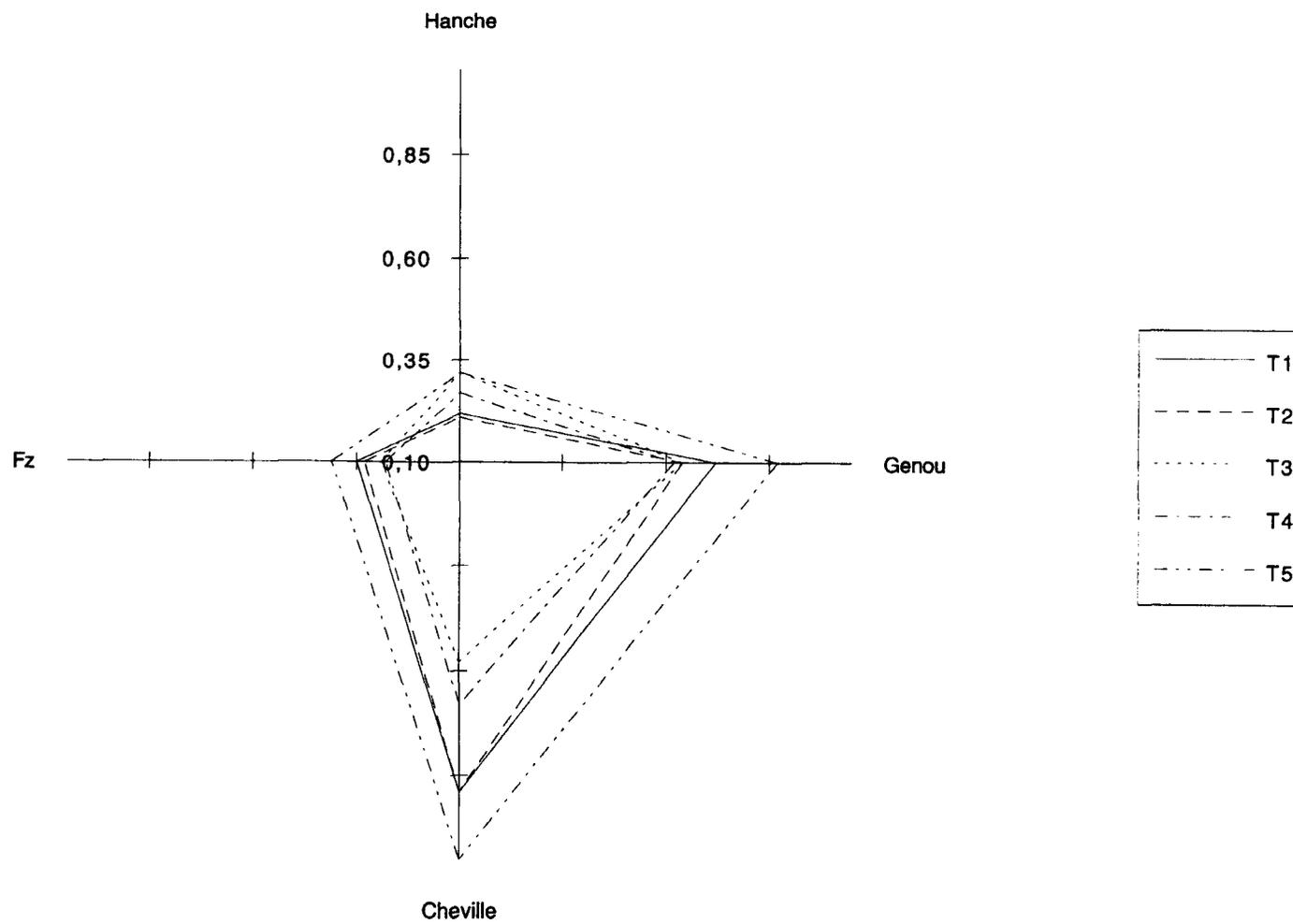
Représentation des indices locaux du membre lésé / C1



Représentation des indices locaux du membre sain /C2



Représentation des indices locaux du membre lésé /C2



ANNEXE VI

Les patrons et les règles

La notion de patron est illustrée par la figure VI.1. Si l'on prend l'exemple de la marche, un patron est la représentation d'une variable cinématique ou dynamique exprimée en fonction du pourcentage du cycle. Les unités du patron sont liées à la nature de la courbe. Pour une variable cinématique, comme un angle, l'unité reste le degré mais pour des variables dynamiques comme une force de réaction ou une force musculaire, celles-ci sont relativisées respectivement par rapport au poids du sujet et à la force maximale développable par le muscle. Ce paramétrage, lorsqu'il est nécessaire, doit permettre au patron de s'adapter à différentes morphologies. La figure VI.1 présente deux patrons de marche l'une pour la classe C1 et l'autre pour la classe C2. Ces patrons représentent par exemple, la force de réaction verticale du sol sur le pied pour des patients ayant une articulation douloureuse (modification de l'allure de la courbe lors de l'attaque du talon) pour C1 et C2 (modification de l'organisation temporelle de la courbe) et l'unité de ces patrons est alors le daN/Poids.

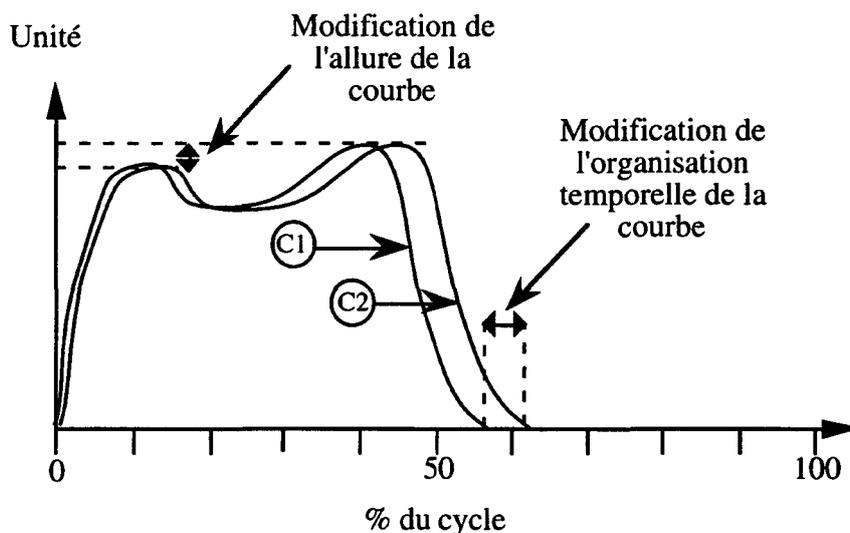


Figure VI.1: Les modifications temporelles et structurelles des patrons de marche.

Ces deux patrons sont obtenus à partir d'un patron dit "générique" modifié par des règles. Si l'on prend comme hypothèse simplificatrice que le patron générique est le patron moyen commun à toutes les courbes de réaction d'un échantillon de la population saine, alors le patron de la classe C1 pour un sujet pathologique est obtenu en appliquant deux règles l'une modifiant son organisation temporelle (si le sujet appartient à la classe C1 sa phase de double appui se termine 2% du cycle avant la référence) et l'autre son allure (si le sujet a une articulation douloureuse l'intensité de la réaction pendant l'attaque du talon est réduite de x%).

Ainsi, l'élaboration des patrons "génériques" permet de fixer la connaissance sur les données quantitatives cinématiques et dynamiques définissant la marche normale tandis que les règles permettent de synthétiser les résultats de l'analyse de données et les connaissances expertes. Cet

ensemble de règles conduit à la modification des patrons "génériques" permettant ainsi d'interpréter les informations quantitatives ou qualitatives comme les commandes à réaliser (exemple : faire un pas) et les contraintes (exemples : sujet aux articulations douloureuses appartenant à la classe C1).

L'extraction des règles et l'élaboration des patrons génériques associés aux différents niveaux de description

L'extraction des règles et des patrons génériques s'organise autour de deux axes de recherche complémentaires. Premièrement, l'élaboration de modèles permettant d'obtenir des informations quantitatives sur la cinématique du mouvement, sur les forces et les couples articulaires et sur les forces musculaires développées pendant ce dernier. Deuxièmement, l'analyse des données cinématiques et dynamiques décrivant la marche et l'extraction de la connaissance experte, conduisant toutes deux d'une part, à l'élaboration de patrons génériques et d'autre part à l'extraction des règles associées aux différents niveaux de description (voir figure VI.2).

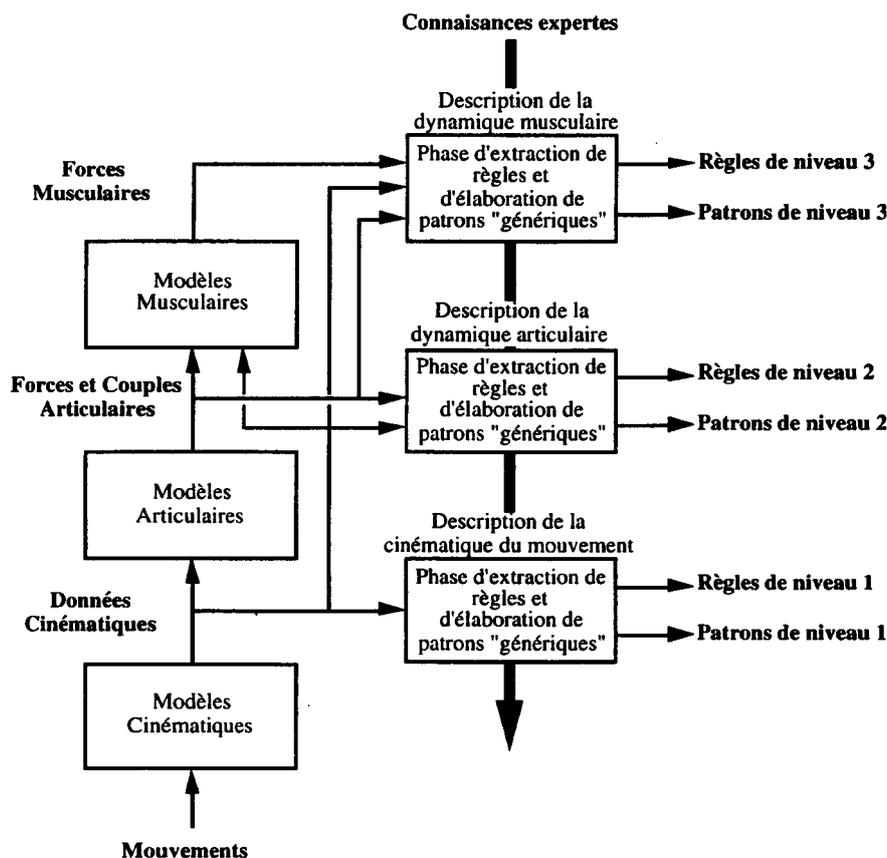


Figure VI.2 : Organisation de l'extraction des règles et des patrons pour les différents niveaux de description.

La figure VI.2 représente l'atelier dans sa configuration la plus développée. La mise en place de cet atelier doit passer par différentes étapes correspondant aux trois niveaux de description du mouvement. En effet, la mise en place des modèles pris un à un représente des thèmes d'étude

en soi, tout comme l'élaboration des patrons génériques et l'extraction des règles permettant de les modifier. Ainsi, dans l'état actuel de nos recherches le développement de cette partie de l'atelier consisterait d'une part, à améliorer la précision du système d'acquisition des données cinématiques et du modèle permettant le calcul des forces et des couples articulaires et d'autre part, à trouver une technique ou un formalisme autorisant une description synthétique des patrons génériques et permettant aux règles de les modifier par rapport aux commandes et aux contraintes.

Ainsi actuellement, l'élaboration de premiers patrons génériques et l'extraction des premières règles peuvent être testées au niveau 1 puis étendues au niveau 2.

L'organisation de la simulation, l'optimisation et la génération de commandes associées aux différents niveaux de description.

La simulation, l'optimisation et la génération de commandes associées aux différents niveaux s'organisent en trois grandes étapes (figure VI.3). Tout d'abord, la génération de patrons respectant les commandes et les contraintes, puis la simulation et l'optimisation des variables caractéristiques des différents niveaux de description à partir des patrons précédemment décrits et enfin l'élaboration de commandes à partir de ces variables simulées et optimisées.

Compte tenu des connaissances actuelles, un atelier intégrant directement les différentes approches de l'analyse du mouvement que sont l'analyse cinématique, l'analyse des forces et des couples articulaires et les forces musculaires n'est pas envisageable. C'est pourquoi, à chacun des niveaux de connaissance que représente ces différentes approches, est mise en place une structure permettant d'avoir les mêmes fonctionnalités de simulation et d'optimisation que les niveaux suivants ou précédents. De plus, si au moins deux niveaux de description existent, il est alors souhaitable que le niveau supérieur reçoive l'ensemble des patrons réalisant les commandes et les contraintes et qu'à son tour, il génère de nouveaux patrons pour les niveaux inférieurs, tenant compte ainsi des limitations ou des atouts de la structure corporelle modélisée.

Un exemple illustrant ces propos peut être pris lorsque la notion de vitesse de marche intervient comme une contrainte supplémentaire. Des patrons respectant les premières contraintes précédemment citées (appartenance à la classe C1 et articulation douloureuse) peuvent être créés sans connaître la taille du sujet. Néanmoins, cette dernière donnée qui est liée au sujet et par conséquent à son modèle, va se révéler essentielle pour le calcul des efforts musculaires et articulaires à mettre en œuvre pour marcher à la dite vitesse. Ainsi, le sujet de petite taille devra solliciter de façon plus importante ses muscles et ses articulations pour respecter l'allure de marche ; ceci peut conduire à une modification de sa stratégie de marche parce que des contraintes cinématiques liées à la structure corporelle ne sont plus respectées. Le

sujet doit par exemple passer de la marche au petit trot. Dans ce cas de figure, un retour d'information pour les niveaux précédents est nécessaire car ils vont devoir prendre en compte ces informations pour élaborer de nouveaux patrons de marche et de nouvelles commandes.

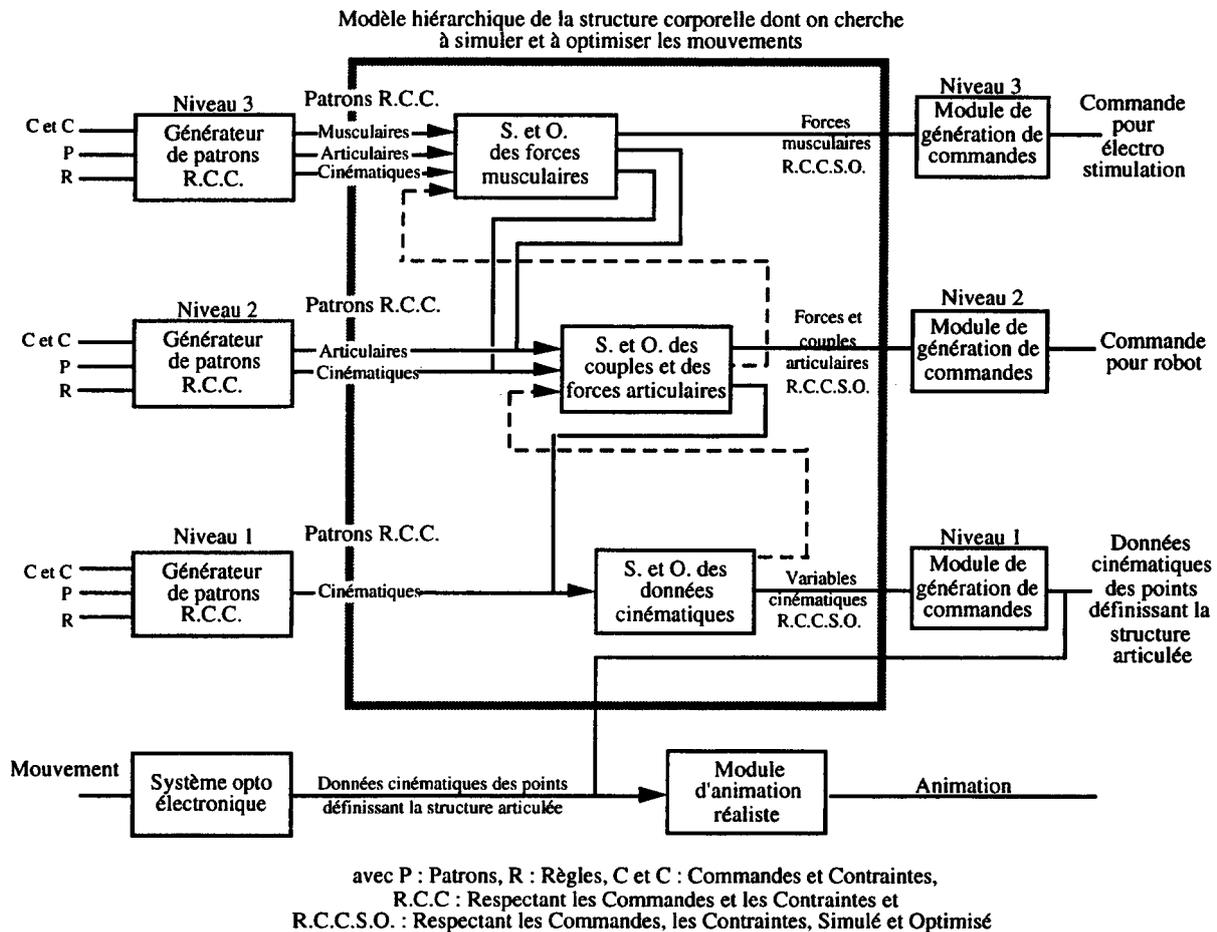


Figure VI.3 : Organisation de la simulation et de l'optimisation des mouvements par rapport aux différents niveaux de description.

Les commandes associées à chacun des niveaux qui ne sont pas de même nature, doivent être considérées comme issues d'un module de commande qui, à partir de patrons générés respectant les commandes et les contraintes temporelles et structurelles (exemples : articulations douloureuses et taille), élabore les commandes liées au niveau de description que sont les stimulations électriques fonctionnelles, les commandes des actionneurs ou les commandes de déplacement des points définissant la structure corporelle. Enfin, l'élaboration des modules de commande des niveaux 2 et 3 ne peut être envisagée qu'à travers une collaboration avec des experts de ses domaines.

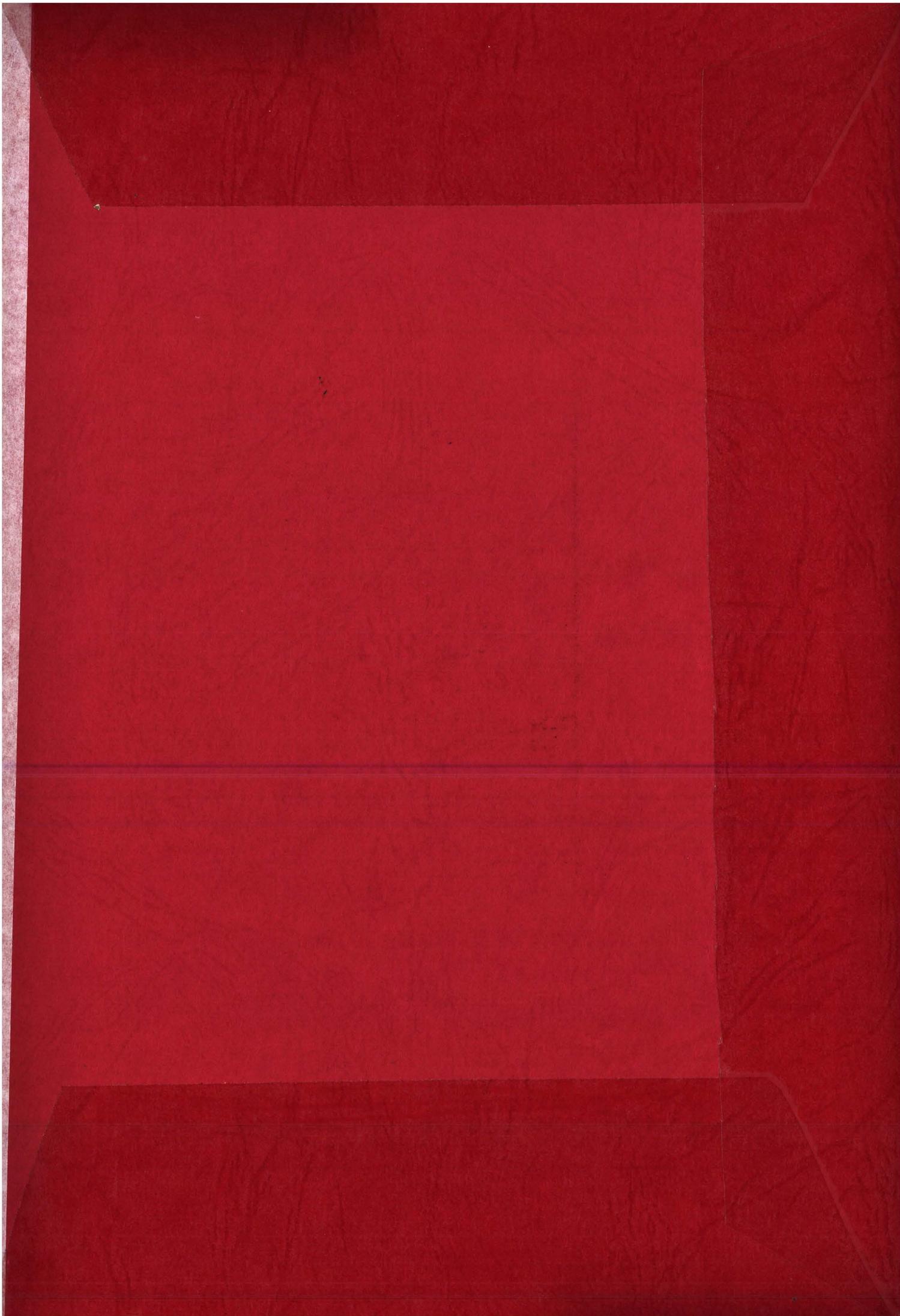
Compte tenu de l'état d'avancement de nos recherches, les études nécessaires à l'élaboration du générateur de patrons respectant les contraintes et les commandes, du module de simulation et d'optimisation et du générateur de commandes peuvent être entreprises puisque potentiellement nous disposons de données de niveau 1 et 2. De plus, les problèmes qu'engendrent la transmission de patrons issus de niveaux supérieurs et le renvoi des limites

structurelles des niveaux inférieurs, peuvent être abordés en mettant en place ces mécanismes entre les niveaux 1 et 2.

Le module d'animation graphique réaliste

Le module d'animation a pour objectif de représenter graphiquement et de façon réaliste les résultats numériques de la simulation (et de l'optimisation) de mouvement issus de l'atelier précédemment présenté ou d'afficher les résultats de la capture d'un système optoélectronique.

Le module d'animation graphique doit s'inspirer des besoins spécifiques à l'animation décrits par /MORIN 93/ présentés au §V.2.3.4 en ce qui concerne la définition précise de ces fonctionnalités. Néanmoins, ce module est particulièrement critique car sa description s'appuie sur deux idées antinomiques. En effet d'une part, des contraintes dites "de temps réel" doivent lui être imposées et d'autre part, la visualisation de la structure corporelle doit être la plus réaliste possible, s'il veut pouvoir s'intégrer dans la logique de l'animation moderne et des projets sur les mondes virtuels interactifs.



Bibliothèque Universitaire de Valenciennes



00905054