



HAL
open science

Elaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques – Application à l'étude de l'influence d'une orthèse podale sur une hanche arthrosique

Audrey Pustoc'H

► **To cite this version:**

Audrey Pustoc'H. Elaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques – Application à l'étude de l'influence d'une orthèse podale sur une hanche arthrosique. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2007. Français. NNT: . tel-00261947

HAL Id: tel-00261947

<https://theses.hal.science/tel-00261947>

Submitted on 10 Mar 2008

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

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

THESE

présentée

devant l'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

pour l'obtention

du DIPLOME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

Spécialité : **Mécanique**

présentée et soutenue publiquement le 14 décembre 2007

par

Audrey PUSTOC'H

Élaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques

Application à l'étude de l'influence d'une orthèse podale sur une hanche arthrosique

Directeur de thèse : Laurence CHEZE

Codirecteur : Florence Labesse-Jied

M. J. OHAYON	Professeur des Universités, Université de Savoie	Rapporteur
M. L. RAKOTOMANANA	Professeur des Universités, Université de Rennes 1	Rapporteur
M ^{me} L. CHÈZE	Professeur des Universités, Université de Lyon 1	Examineur
M ^{me} F. LABESSE-JIED	Maître de Conférences, Université de Clermont II	Examineur
M. F. LAVASTE	Professeur des Universités, ENSAM de Paris	Examineur
M. M. FOGLI	Professeur des Universités, Université de Clermont II	Examineur
M. J.P. CARRET	Professeur des Universités, Université de Lyon 1	Examineur

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I

Président de l'Université

Vice-Président du Conseil Scientifique
Vice-Président du Conseil d'Administration
Vice-Président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire
Secrétaire Général

M. le Professeur L. COLLET
M. le Professeur J.F. MORNEX
M. le Professeur J. LIETO
M. le Professeur D. SIMON
M. G. GAY

SECTEUR SANTE

Composantes

UFR de Médecine Lyon R.T.H. Laënnec
UFR de Médecine Lyon Grange-Blanche
UFR de Médecine Lyon-Nord
UFR de Médecine Lyon-Sud
UFR d'Odontologie
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Institut Techniques de Réadaptation

Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur P. COCHAT
Directeur : M. le Professeur X. MARTIN
Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE
Directeur : M. le Professeur F.N. GILLY
Directeur : M. O. ROBIN
Directeur : M. le Professeur F. LOCHER

Directeur : M. le Professeur MATILLON

Directeur : M. le Professeur P. FARGE

SECTEUR SCIENCES

Composantes

UFR de Physique
UFR de Biologie
UFR de Mécanique
UFR de Génie Electrique et des Procédés
UFR Sciences de la Terre
UFR de Mathématiques
UFR d'Informatique
UFR de Chimie Biochimie
UFR STAPS
Observatoire de Lyon
Institut des Sciences et des Techniques de l'Ingénieur de Lyon
IUT A
IUT B
Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : Mme. le Professeur S. FLECK
Directeur : M. le Professeur H. PINON
Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID
Directeur : M. le Professeur G. CLERC
Directeur : M. le Professeur P. HANTZPERGUE
Directeur : M. le Professeur M. CHAMARIE
Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE
Directeur : Mme. le Professeur H. PARROT
Directeur : M. C. COLLIGNON
Directeur : M. le Professeur R. BACON
Directeur : M. le Professeur J. LIETO
Directeur : M. le Professeur M. C. COULET
Directeur : M. le Professeur R. LAMARTINE
Directeur : M. le Professeur J.C. AUGROS

À ma grand-mère

« La connaissance s'acquiert par l'expérience, tout le reste n'est qu'information »

Albert Einstein

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier la directrice de cette thèse, le Professeur Laurence Chèze, et la co-directrice de cette thèse, le Maître de Conférences Florence Labesse-Jied, pour m'avoir fait confiance et m'avoir permis de mener à bien mes travaux de recherche.

Je remercie également le Conseil Général de L'Allier pour avoir financé ce projet dans le cadre d'une collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) de l'Université Claude Bernard Lyon 1 et le Laboratoire de Mécanique et Ingénierie (LaMI) de l'Institut Universitaire et Technologique de Montluçon.

Je veux adresser un merci particulier à ma directrice de thèse, Laurence Chèze, pour sa patience, sa rigueur et pour tout le temps qu'elle m'a consacré malgré un emploi du temps toujours très chargé. Je lui suis très reconnaissante pour m'avoir guidée et conseillée tout au long de ce travail.

Mes remerciements vont également aux membres du LBMC et du LaMI pour m'avoir accueillie au sein de leur structure. Je remercie en particulier, le Docteur Karine Bruyère-Garnier pour son aide et ses précieux conseils, et le Docteur Philippe Beillas pour m'avoir fait partager son expérience. Le professeur Jean-Paul Carret m'a permis d'éclairer quelques zones d'ombre lors du développement du modèle, je l'en remercie.

Messieurs les Professeurs Jacques Ohayon et Lalaonirina Rakotomanana ont gentiment accepté d'être les rapporteurs de ce mémoire, je les remercie pour leurs remarques et suggestions constructives.

J'adresse mes remerciements à tous les membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté pour ce travail en acceptant d'être présents.

Je remercie sincèrement les Docteurs Alice Bonnefoy et Didier Pradon pour leur aide précieuse notamment au niveau de l'acquisition des données expérimentales lors de l'analyse du mouvement mais également pour leur sympathie.

J'ai une petite pensée pour le Docteur Philippe Tracqui et le Professeur Jacques Ohayon. Je leur exprime ma profonde gratitude pour m'avoir transmis leur passion pour la recherche et m'avoir si bien formée lors de mes débuts dans le domaine.

Enfin, mes pensées se tournent vers ma famille et mes proches. Je tiens à remercier sincèrement mes parents, Mireille et Christian, ma sœur Amélie, ma grand-mère Angèle, pour tout leur amour, leur soutien et les encouragements qu'ils ont su m'apporter tout au long de mon parcours. Pour les mêmes raisons, je remercie Marie-France et Hachmi, ainsi que Jacqueline et Henri.

Et surtout, merci à Adelin, pour sa présence et sa compréhension, merci d'avoir patienté car sans toi je n'y serai pas arrivée.

RESUME

Elaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques – Application à l'étude de l'influence d'une orthèse podale sur une hanche arthrosique

L'objectif de ce travail est d'élaborer un modèle mécanique de la hanche saine susceptible d'être utilisé comme référence pour pouvoir ensuite analyser le comportement de hanches pathologiques en évaluant l'effet des traitements préconisés par comparaison des différents comportements simulés. Dans ce contexte, un modèle éléments finis générique de l'articulation de la hanche est développé. Il est également nécessaire de déterminer l'état de chargement de l'articulation de la hanche pour notre simulation. L'analyse du mouvement permet le calcul des données cinématiques et dynamiques à partir des mesures expérimentales. A partir de ces données, un modèle musculo-squelettique associant une méthode de dynamique inverse et d'optimisation statique, permet de déterminer les efforts musculaires mis en jeu par les muscles croisant l'articulation de la hanche. L'évaluation des forces développées par les muscles de la hanche permet de calculer la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin. C'est cette réaction que nous implémentons dans le modèle éléments finis. Ainsi, les simulations du comportement de la hanche saine sont réalisées pour la phase d'appui de la marche et la phase d'appui de la montée d'escaliers. Nous traitons ensuite d'une application clinique visant à évaluer l'influence du port d'une orthèse podale sur le comportement mécanique d'une hanche arthrosique. La démarche suivie est la même que celle mise en place pour l'étude du comportement de la hanche saine. L'état de chargement de la hanche arthrosique est déterminé chez le patient pendant la marche et la montée d'escaliers évoluant successivement avec puis sans orthèses.

Mots clés : Analyse éléments finis, dynamique inverse, optimisation statique, forces musculaires, réaction de contact articulaire, articulation de la hanche, répartition des pressions de contact.

ABSTRACT

Elaboration of a hip joint mechanical model under dynamical loading – Evaluation of the influence of foot orthoses on an osteoarthritic hip joint

The aim of this study is to elaborate a mechanical model of the healthy hip joint. The main objective is to use it as a reference model in order to analyse pathological hip joint mechanical behaviours and evaluate prescribed treatment by comparison of pre vs. post simulated behaviours. Therefore, a generic finite element model of the hip joint is developed. Experimental acquisitions of kinematical and kinetic data are implemented in a musculo-skeletal model to calculate muscular forces acting at the hip joint. Our approach consists in coupling an inverse dynamic method with static optimisation. From the evaluation of each individual hip muscle force, the contact reaction force is computed. The contact reaction force is then implemented in the finite element model in order to perform simulations for several instants of the stance phase of gait and stair climbing. Contact pressure distributions during the stance phase of gait are compared to those available in the literature, measured *in vivo* by mean of instrumented prosthesis or cadaveric experiments simulating gait cycles. A clinical application concerns the evaluation of the effect of foot orthoses on the mechanical behaviour of an osteoarthritic hip joint. The loading conditions at the hip joint, when the patient is walking or climbing a step successively with and without foot orthoses, is determined in each experimental conditions using the approach previously described.

Keywords : finite element analysis, inverse dynamics, static optimization, muscular forces, articular contact reaction, hip joint, contact pressure distribution.

TABLE DES MATIÈRES

Introduction	11
Chapitre 1	
Elaboration du modèle éléments finis générique de la hanche.....	14
I. Anatomie descriptive de l'articulation de la hanche	15
I.1 Ostéologie	15
I.1.1. Description du tissu osseux	15
I.1.2. Description du tissu cartilagineux.....	16
I.1.3. Les structures osseuses constituant l'articulation coxo-fémorale	18
I.2 Myologie.....	22
II. Revue de littérature : Modèles éléments finis des structures osseuses constituant la hanche	26
II.1 Méthodes de reconstruction géométrique et maillage	26
II.2 Evaluation des propriétés mécaniques du tissu osseux.....	28
II.3 Evaluation des propriétés mécaniques du tissu cartilagineux	30
II.4 Implémentation des actions musculaires	32
II.5 Résultats pour la modélisation de l'articulation de la hanche	32
II.6 Outils de validation du modèle.....	36
II.7 Synthèse	38
III. Elaboration du modèle éléments finis	39
III.1 Reconstruction tridimensionnelle de l'os spongieux.....	39
III.2 Maillage des géométries osseuses	41
III.2.1. Raffinement du maillage : étude de sensibilité	41
III.2.2. Principe du maillage semi-automatique des structures	42
III.3 Mise à l'échelle du modèle	48

Chapitre 2

Détermination de l'état de chargement de l'articulation de la hanche.....49

I. Description fonctionnelle de l'articulation de la hanche	50
I.1 Mouvement	50
I.2 Transfert des efforts	53
I.3 Comportement au cours de la marche	53
II. Analyse du mouvement	56
II.1 Historique de l'étude des mouvements humains et de la marche	56
II.2 Protocole expérimental développé pour l'étude de la marche saine et pathologique	58
II.2.1. Objectifs de l'analyse du mouvement et généralités.....	58
II.2.2. Les systèmes d'analyse du mouvement	59
II.2.3. Positionnement des caméras et calibrage	60
II.2.4. Positionnement des marqueurs sur le sujet	62
II.2.5. Acquisitions des actions mécaniques externes	64
II.2.6. Capture du mouvement.....	64
II.2.7. Reconstruction tridimensionnelle des segments.....	64
II.3 Traitement des données expérimentales.....	67
II.3.1. La modélisation cinématique.....	67
II.3.2. La modélisation cinétique.....	68
II.3.3. Principe de la solidification	69
II.3.4. Localisation du centre fonctionnel de la hanche	69
III. Détermination des efforts musculaires et de la réaction de contact articulaire.....	70
III.1 Position du problème	70
III.2 Le modèle musculo-squelettique.....	71
III.2.1. Principes de la modélisation des composantes musculaires.....	71
III.2.2. Définition des dimensions musculaires	71
III.3 Détermination du torseur dynamique par une approche dynamique inverse.....	74
III.4 Détermination des bras de levier des muscles croisant l'articulation de la hanche	75
III.5 Détermination des efforts musculaires en utilisant l'optimisation statique	77
III.6 Détermination de la réaction de contact articulaire au niveau de la hanche.....	79

Chapitre 3

Modélisation du comportement biomécanique de la hanche saine81

I. La méthode des éléments finis.....	82
I.1 Principe général	82

I.1.1.	Champ de déplacements et tenseur des déformations	82
I.1.2.	Tenseur des contraintes.....	83
I.1.3.	Approximation de l'énergie potentielle sur l'élément e.....	83
I.1.4.	Variation de l'énergie potentielle totale	84
I.2	Le cas de l'hyperélasticité.....	86
I.3	Formulation du problème de contact	87
I.3.1.	La méthode de pénalités.....	87
I.3.2.	La méthode des multiplicateurs de Lagrange	88
I.3.3.	La méthode du lagrangien augmenté	89
I.4	Résolution de problèmes non-linéaires par la méthode itérative de Newton-Raphson.....	90
II.	Détermination des efforts au niveau de la hanche	93
II.1	Analyse du mouvement	93
II.1.1.	Cinématique de la marche et de la montée d'escaliers	93
II.1.2.	Détermination des moments intersegmentaires au niveau de la hanche	99
II.2	Etat de chargement de l'articulation de la hanche.....	103
II.2.1.	Détermination des efforts musculaires.....	103
II.2.2.	Détermination de la réaction de contact articulaire.....	110
III.	Simulations éléments finis	115
III.1	Méthode.....	115
III.2	Résultats et discussion	117

Chapitre 4

	Influence du port d'une orthèse sur le comportement mécanique de la hanche	129
I.	La coxarthrose.....	130
I.1	Le processus arthrosique.....	130
I.2	La balance de Pauwels.....	130
I.3	Les différentes formes de coxarthrose	131
I.4	Traitement.....	132
II.	Les orthèses podales.....	133
II.1	Principes thérapeutiques	133
II.2	Le traitement de la coxarthrose chez notre patient.....	133
III.	Détermination des efforts au niveau de la hanche	135
III.1	Analyse du mouvement.....	135
III.1.1.	Cinématique de la marche et de la montée d'escaliers	135
III.1.2.	Détermination des moments intersegmentaires au niveau de la hanche	138

III.2	Etat de chargement de l'articulation de la hanche	140
III.2.1.	Détermination des efforts musculaires.....	140
III.2.2.	Détermination de la réaction de contact articulaire.....	142
IV.	Simulations éléments finis.....	146
IV.1	Méthode.....	146
IV.2	Résultats.....	149
V.	Discussion	156
	Conclusion	161
	Bibliographie.....	163
	Publications & Conférences.....	178
	Annexes	180

INTRODUCTION

La biomécanique s'intéresse aux principes de construction du corps humain et aux relations entre les structures et les fonctions du corps. Leurs complexités nécessitent des approches analytiques spécifiques et complexes afin de décrire, analyser et modéliser les différents systèmes biomécaniques mis en jeu. L'adaptation des structures biologiques aux exigences fonctionnelles se heurte à une contrainte particulière qui est la variation des propriétés physico-chimiques du corps dans le temps. Les principaux objectifs de la biomécanique sont axés sur les applications pratiques et peuvent se définir ainsi :

- ❖ Comprendre les lois de la mécanique et formuler les principes biomécaniques sous-jacents aux mouvements humains,
- ❖ Identifier les facteurs susceptibles d'influencer les fonctions motrices et les facteurs physiologiques limitant leur réalisation,
- ❖ Améliorer les fonctions motrices, et à tous les niveaux, les performances accomplies par ces fonctions.

Mon travail de thèse est encadré par le Pr. Laurence Chèze, dont l'équipe de recherche, au Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs (LBMC), est spécialisée dans la modélisation multi-corps rigides et l'analyse du mouvement. Ses activités de recherches visent essentiellement des applications dans les domaines de l'orthopédie, de la médecine du sport et de réadaptation fonctionnelle. Au sein de cette équipe, Nathalie Doriot a développé, en 2001, un modèle dynamique permettant d'estimer la répartition des actions mécaniques au niveau de chaque articulation du membre inférieur au cours de la phase d'appui de la marche, en calculant en particulier les efforts musculaires mis en jeu (Doriot, 2001 ; Doriot et Chèze, 2004). Alice Bonnefoy, en 2006, a amélioré ce modèle pour les articulations du genou et de la cheville (Bonnefoy, 2006 ; Bonnefoy et al., 2007). Dans le cadre de notre étude, nous utilisons les méthodologies mises en place au cours de ces deux thèses pour évaluer les conditions de chargement au niveau de la hanche. Notre objectif est de poursuivre ces travaux pour implémenter le chargement dans un modèle éléments finis de la hanche afin de modéliser plus finement le comportement mécanique de cette articulation. C'est pourquoi cette thèse a été co-encadrée par Florence Labesse-Jied, Maître de Conférences au Laboratoire de Mécanique et Ingénieries (LAMI) spécialisée dans le calcul des structures.

Le modèle éléments finis de l'articulation de la hanche est élaboré à partir de la base de données de la Femme Visible créée par le projet américain *Visible Human Project*. Ce projet, dirigé par la National Library of Medicine des Etats-Unis, donne accès à des données d'imagerie médicale (scanners, IRM, photographies de coupes physiques) de l'ensemble d'un corps humain, masculin et féminin. L'intérêt du modèle mécanique de la hanche saine développé dans le cadre de cette thèse est de servir de référence pour pouvoir étudier ensuite des hanches pathologiques en évaluant l'effet des traitements préconisés par comparaison des différents comportements simulés.

L'élaboration du modèle éléments finis nécessite au préalable d'effectuer des recherches bibliographiques afin de déterminer les méthodes les mieux adaptées pour son développement. Ces méthodes concernent notamment les différentes techniques utilisées pour la reconstruction tridimensionnelle des structures osseuses et les différentes techniques de maillage automatique et semi-automatique existantes pour les géométries complexes. Les différents paramètres mécaniques du modèle doivent aussi être choisis après une étude approfondie des différentes grandeurs et lois mécaniques proposées dans la littérature pour caractériser les tissus vivants. La caractérisation des matériaux biologiques est délicate car il s'agit de matériaux très hétérogènes, dépendant du temps et de l'environnement. C'est pourquoi un grand nombre de techniques existent pour déterminer les propriétés mécaniques de ces matériaux à différentes échelles (microscopique et macroscopique). Dans notre modélisation, les tissus osseux et cartilagineux sont assimilés à des matériaux isotropes présentant respectivement des comportements élastique linéaire et hyperélastique. Dans ce contexte, nous recherchons des grandeurs mécaniques équivalentes déterminées à l'échelle macroscopique.

Le premier chapitre est consacré à la description anatomique des structures osseuses constituant l'articulation de la hanche ainsi qu'à l'état de l'art en matière de reconstruction volumique, de maillage et de comportement mécanique des tissus osseux et cartilagineux.

Le deuxième chapitre décrit l'anatomie fonctionnelle de la hanche. L'approche utilisée pour l'estimation du chargement de l'articulation est détaillée. Elle repose sur l'analyse du mouvement couplée à une méthode de dynamique inverse et d'optimisation statique afin de déterminer à chaque instant au cours du mouvement les efforts musculaires mis en jeu par les muscles croisant l'articulation. L'évaluation des forces musculaires permet de calculer la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin. C'est cette réaction qui est ensuite implémentée dans le modèle éléments finis afin de simuler le comportement mécanique de la hanche.

Le chapitre 3 présente les résultats obtenus pour le comportement mécanique de la hanche saine. Les simulations sont réalisées en quasi-statique pour plusieurs instants de la phase d'appui de la marche et de la montée d'escaliers. Les calculs sont effectués dans le domaine des grandes déformations en utilisant le code de calcul ANSYS®. Le modèle est validé au moyen des pressions de contact issues de mesures disponibles dans la littérature. Ces mesures sont réalisées *in vivo* avec des prothèses fémorales instrumentées ou alors sur cadavres en simulant un cycle de marche à l'aide d'un dispositif adapté.

Le chapitre 4 traite d'une application clinique visant à évaluer l'influence du port d'une orthèse podale sur le comportement mécanique de la hanche arthrosique. La démarche suivie est la même que celle mise en place pour l'étude de la hanche saine. Les conditions de chargement de la hanche arthrosique sont estimées chez le patient pendant la marche et la montée d'escaliers et successivement implémentées dans le modèle éléments finis. Le but de cette approche est de quantifier et localiser les pressions de contact chez le patient lorsqu'il porte les orthèses podales et lorsqu'il ne les porte pas, afin d'évaluer l'effet de l'orthèse en comparant notamment les résultats avec ceux obtenus pour le sujet sain.

La conclusion générale s'attache à rappeler les points forts mais aussi les limites de notre étude, et d'en dégager les principales perspectives.

CHAPITRE 1

ELABORATION DU MODELE ELEMENTS FINIS GENERIQUE DE LA HANCHE

Avant d'aborder l'élaboration du modèle éléments finis générique proprement dite, ce chapitre détaille en premier lieu les éléments essentiels à la compréhension de la modélisation.

L'anatomie descriptive de l'articulation de la hanche englobe la description microscopique et macroscopique des structures osseuses et cartilagineuses constituant l'articulation de la hanche ainsi qu'une description des muscles croisant cette articulation.

Une revue de littérature est ensuite consacrée aux modèles éléments finis existants déjà dans la littérature. L'intérêt de cet état de l'art est de faire en quelque sorte l'inventaire (i) des différentes méthodes utilisées en matière de reconstruction volumique et de maillage, (ii) des diverses lois de comportements mécaniques existantes pour caractériser les tissus osseux et cartilagineux et (iii) des données expérimentales disponibles pour la validation des modèles.

A la suite de cette revue de littérature, une stratégie est choisie pour l'élaboration du modèle éléments finis générique. Les différentes étapes de la reconstruction volumique puis du maillage des structures osseuses sont détaillées à la fin de ce chapitre.

I. Anatomie descriptive de l'articulation de la hanche

I.1 Ostéologie

I.1.1. Description du tissu osseux

D'un point de vue mécanique, l'os est un milieu fortement hétérogène à trois niveaux structurels. Une coupe transverse dans la partie médiale d'un os long tel que le fémur, permet de distinguer du centre vers l'extérieur : la moelle osseuse, l'os spongieux et l'os cortical (figure 1.1 (A)).

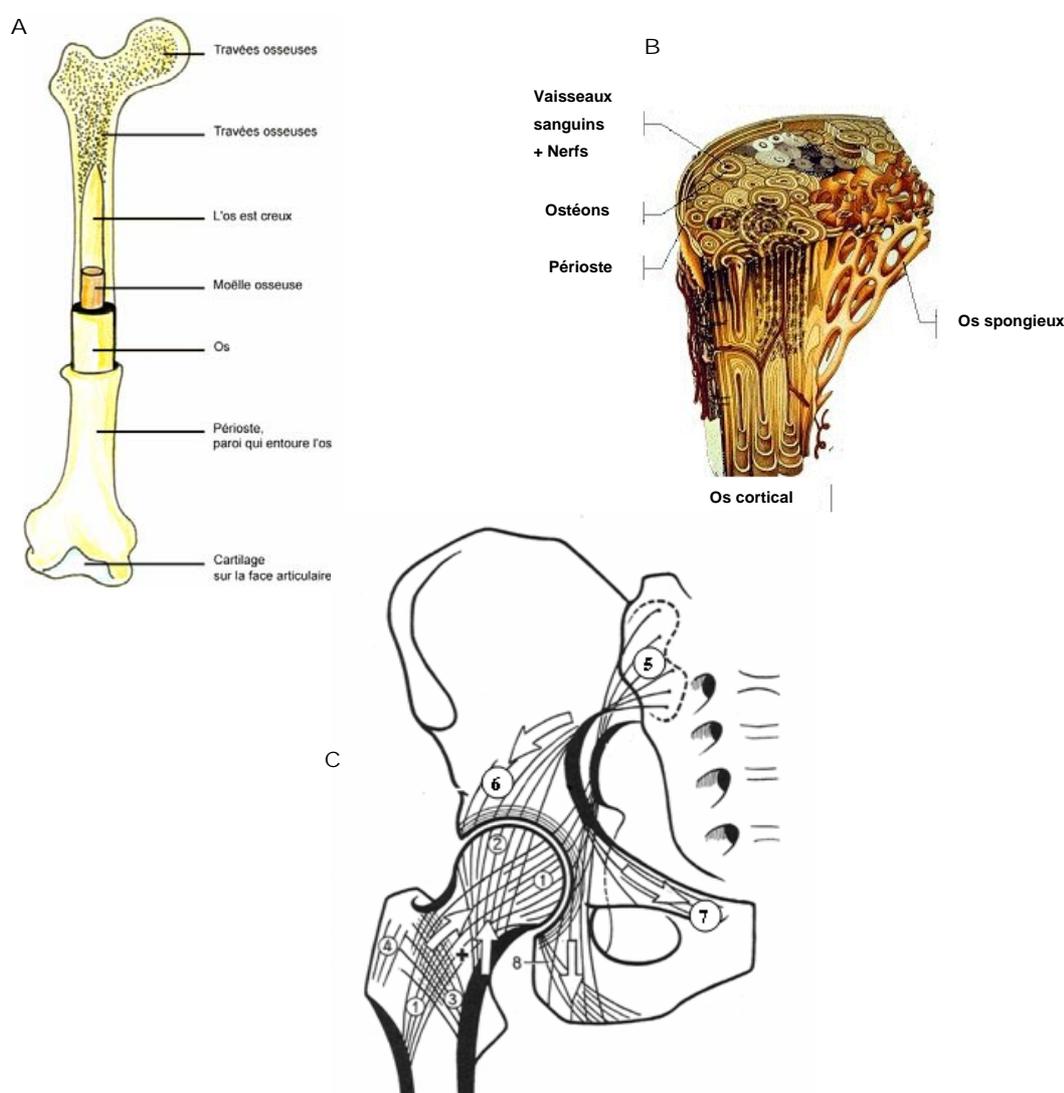


Figure 1.1 : A : architecture du tissu osseux au sein du fémur. B : organisation globale du tissu osseux. C : répartition de l'os spongieux organisé sous forme de travées au sein du fémur et de l'os coxal : plusieurs groupes de faisceaux 1, 2, 3 et 4 pour le fémur et 5, 6, 7 et 8 pour l'os coxal sont distincts (d'après Kapandji, 1999).

L'os cortical, également appelé os compact, forme la paroi externe de l'os. Il est constitué d'un ensemble d'unités structurales élémentaires cylindriques, appelées ostéons, noyées dans une matrice de lamelles interstitielles (figure 1.1 (B)). Chaque lamelle est constituée d'un réseau de fibres de collagène enroulées hélicoïdalement et insérées dans des cristaux d'hydroxy-apatite. De cet ensemble, résulte une structure très compacte, hétérogène et anisotrope.

L'os spongieux, à l'intérieur de l'os, s'organise sous forme de travées orientées dans différentes directions formant une structure alvéolaire.

Pour éviter le cisaillement de la base du col, l'extrémité proximale du fémur présente une structure trabéculaire très particulière (figure 1.1 (C)) : les fibres de spongieux sont orientées dans les directions des sollicitations (les flèches sur la figure 1.1 (C) illustrent ces directions) et sont réparties entre deux faisceaux principaux, le faisceau arciforme (groupe de faisceaux 1 sur la figure 1.1 (C)) et l'éventail de sustentation (groupe de faisceaux 2 sur la figure 1.1 (C)), et un système secondaire (groupes de faisceaux 3 et 4 sur la figure 1.1 (C)).

Au niveau de l'os coxal, plusieurs groupes de travées distincts sont observables s'organisant sous forme de travées sacro-cotyloïdiennes (groupes de faisceaux 5 et 6 sur la figure 1.1 (C)) et de travées sacro-ischiatiques (groupes de faisceaux 7 et 8 sur la figure 1.1 (C)).

L'os souschondral est l'os « hybride » entre le spongieux et le cortical. Il se trouve au niveau des articulations sous le cartilage.

1.1.2. Description du tissu cartilagineux

La tête fémorale et le cotyle forment l'articulation de la hanche et comme pour toute articulation, leur surface est recouverte de cartilage (figure 1.2). C'est grâce à lui que les deux os vont pouvoir glisser l'un sur l'autre et, ainsi, assurer la mobilité de l'articulation dans les trois directions de l'espace. La stabilité de l'articulation de la hanche est assurée par la capsule qui constitue une sorte de poche dont la partie interne est tapissée par une membrane : la membrane synoviale. Cette dernière sécrète le liquide articulaire (liquide synovial). La principale fonction du liquide synovial est de lubrifier l'articulation et nourrir le cartilage. Ainsi, la présence du cartilage est essentielle pour le bon fonctionnement de l'articulation. D'une manière générale, son rôle consiste principalement à assurer le glissement des surfaces articulaires l'une sur l'autre au cours du mouvement.

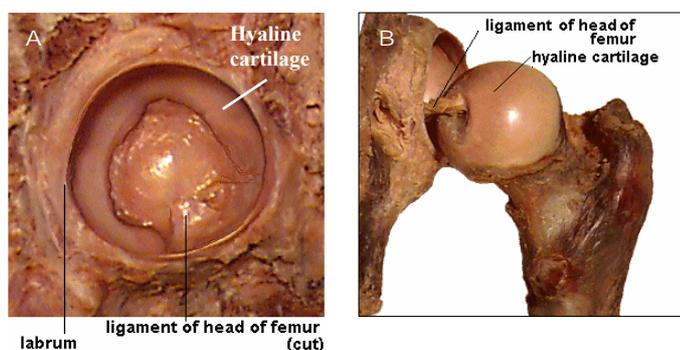


Figure 1.2 : Surfaces articulaires de l'articulation de la hanche : répartition du cartilage au sein du cotyle (A) et sur la tête fémorale (B).

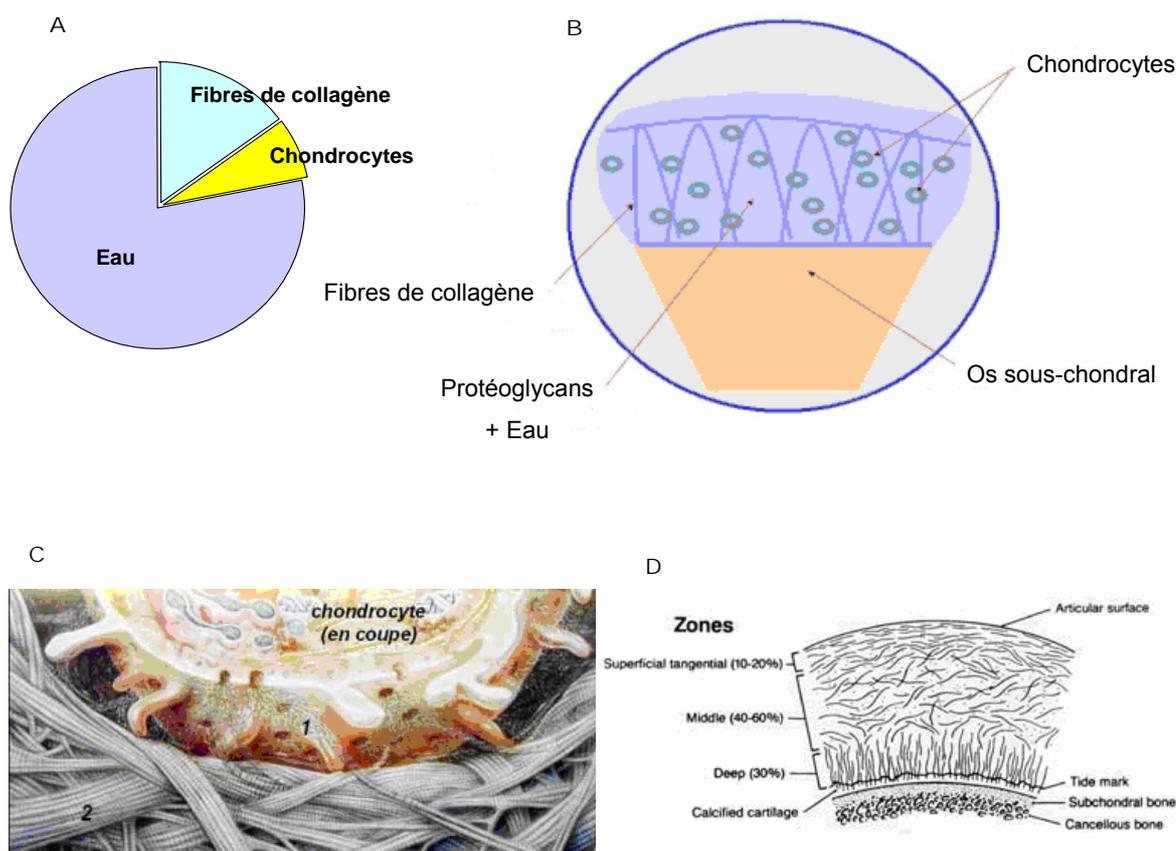


Figure 1.3 : A : composition du cartilage articulaire, 78% d'eau, 15% de fibres de collagène et 7% de chondrocytes. B : organisation du cartilage au sein d'une articulation. C : les fibres de collagène sont produites par les chondrocytes sous forme de micro-filaments (1) qui s'assemblent ensuite pour former les grosses fibres de collagène matures (2). D : organisation des fibres de collagène dans les différentes couches : vers l'extérieur, elles sont aplaties et parallèles à la surface articulaire, en profondeur, du côté de l'os, elles sont disposées perpendiculairement à cette surface (d'après <http://www.rhumatologie.asso.fr/>).

Le cartilage est un tissu spécialisé, un peu particulier puisqu'il n'est ni vascularisé ni innervé. Il se compose de cellules, les chondrocytes, noyées au sein d'une matrice cartilagineuse (figure 1.3). Les chondrocytes assurent le renouvellement du tissu cartilagineux (figure 1.3 (C)). La matrice cartilagineuse est constituée de grosses molécules, les protéoglycans, qui ont la particularité d'être très avides en eau et de se comporter comme des éponges. Ces molécules sont contenues dans un enchevêtrement de fibres de collagène inextensibles. Disposées en arceaux, ces fibres sont fixées à l'os sous-jacent pour former une armature soutenant et enchâssant les protéoglycans. La répartition des cellules est particulière : vers l'extérieur, elles sont aplaties et parallèles à la surface articulaire, en profondeur, du côté de l'os, elles sont disposées en colonnes perpendiculaires à cette surface (figure 1.3 (D)).

Le cartilage doit être à la fois rigide pour assurer la précision des mouvements et souple pour répartir convenablement les pressions et les transmettre aux tissus osseux sous-jacents.

Au repos, par suite de divers phénomènes liés à l'osmose, à l'intérieur du cartilage, la pression est de l'ordre de 2 bars. Lors d'une mise en charge statique, la pression augmente dans le cartilage et des « fuites » d'eau se produisent. Le résultat de ce phénomène est une augmentation de la pression osmotique. Ainsi, la déformation reste modérée et les charges sont bien réparties.

Lors du glissement sous charge, au cours du mouvement de l'articulation, la charpente de collagène s'affaisse et le liquide synovial est mis sous pression : c'est lui qui supporte l'essentiel des charges. En effet, n'ayant pas le temps de s'échapper de la structure, il contrôle et freine considérablement ses déplacements. Les surfaces articulaires elles-mêmes ne sont pas directement sollicitées.

Tout ceci contribue à former une structure très résistante, peu sujette à l'usure, et surtout caractérisée par un coefficient de frottement extrêmement faible. D'une manière générale, les cycles de charge et de décharge qui se produisent lors de mouvements tels que la marche sont plus favorables que l'application de charges statiques de longue durée sur des articulations immobiles.

Il est clair que les cellules superficielles du cartilage jouent un rôle fondamental dans ces processus. Leur forme et leur répartition fait que la surface est moins poreuse que l'intérieur, ce qui limite les fuites, tout en facilitant la formation de couches adsorbées favorables au glissement. Leur dégradation sous l'effet de divers processus, par exemple des surcharges liées à des gestes répétitifs, à l'obésité ou à une musculation excessive, à des chocs accidentels ou liés à certaines pratiques sportives, fait que les couches internes ne sont plus protégées. La conséquence est l'usure des surfaces cartilagineuses : l'arthrose s'installe. Les os se retrouvent mis à nu et sont obligés de frotter l'un sur l'autre car ils sont en contact direct. Ce frottement os contre os se révèle extrêmement douloureux.

Une découverte récente (Coles et al., 2007) complète les idées que l'on avait jusqu'ici sur le fonctionnement du cartilage. Une équipe de l'Université de Durham (Caroline du Nord) a nommé « lubricin » un composant particulier du lubrifiant articulaire qui, apparemment, n'a pas pour seul rôle de réduire le frottement. Il formerait, en se combinant avec les molécules de liquide synovial, une fine pellicule superficielle capable de repousser les surfaces articulaires et d'éviter tout contact entre elles. Dans une articulation saine, cette couche superficielle intacte protège les cartilages tout en intervenant au niveau du coefficient de frottement très faible. Si elle est endommagée ou absente, il s'ensuit un défaut de lubrification qui entraîne toute une série de défaillances mécaniques et finalement l'arthrose.

I.1.3. Les structures osseuses constituant l'articulation coxo-fémorale

La hanche est constituée des structures osseuses du fémur et du bassin. Le fémur (figure 1.4 (A)) est l'os de la cuisse. Il s'agit d'un os long, pair et asymétrique. L'extrémité supérieure ou proximale comporte quatre éléments que sont la tête fémorale, le col du fémur, le grand et le petit trochanters. La tête fémorale (figure 1.4 (A)) est constituée par les 2/3 d'une sphère de 40 à 50 mm de diamètre selon les individus. Par son centre géométrique O, passent les trois axes de l'articulation : l'axe médio-latéral (Axe 1 sur la figure 1.5 (A)), l'axe vertical (Axe 2 sur la figure 1.5 (A)) et l'axe antéro-postérieur (Axe 3 sur la figure 1.5 (A)) (Kapandji, 1999). Sa surface est entièrement recouverte de cartilage à l'exception de la zone d'insertion du ligament rond sur la tête fémorale. La tête fémorale est

supportée par le col du fémur qui assure la jonction avec la diaphyse, partie longiligne du fémur. La partie inférieure ou distale est massive. Elle est formée des deux épicondyles fémoraux médial et latéral au niveau de l'articulation du genou.

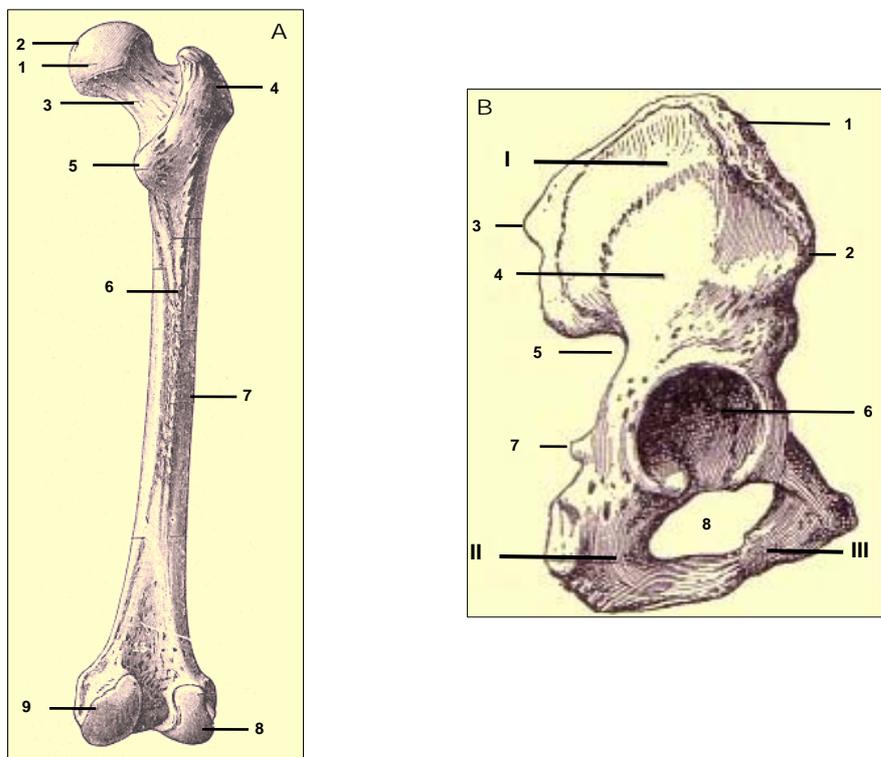


Figure 1.4 : A : l'os du fémur (vue postérieure) : 1/ tête fémorale ; 2/ fovea capitis (insertion du ligament rond) ; 3/ col du fémur ; 4/ grand trochanter ; 5/ petit trochanter ; 6/ ligne âpre ; 7/ diaphyse ; 8/ épicondyle latéral ; 9/ épicondyle médial. B : l'os coxal du bassin (vue latérale) : I/ ilion ; II/ ischion ; III/ pubis ; 1/ crête iliaque ; 2/ épine iliaque antérieure ; 3/ épine iliaque postérieure ; 4/ fosse iliaque externe ; 5/ grande échancrure sciatique ; 6/ cavité cotyloïde (cotyle ou acetabulum) ; 7/ épine sciatique ; 8/ trou obturateur.

L'axe du col fémoral (flèche C sur la figure 1.5 (B)) forme avec l'axe diaphysaire (droite D sur la figure 1.5 (B)) l'angle cervico-diaphysaire également appelé angle d'inclinaison du col. Cet angle est de l'ordre de 125° chez l'adulte. Il est plus grand chez l'enfant, de l'ordre de 150° , et évolue avec l'âge autour de 120° chez les personnes âgées. L'angle d'antéversion (figure 1.5 (E)) mesure la déclinaison entre l'axe du col du fémur et le plan frontal, il oscille généralement entre 10 et 30° . Le plan frontal vertical passant par le centre de la tête fémorale et l'axe des condyles (plan P sur la 1.5 (B)) contient l'axe mécanique vertical (MM') du membre inférieur qui forme avec l'axe diaphysaire l'angle de déviation compris entre 5 et 7° (figure 1.5 (B)) (Kapandji, 1999).

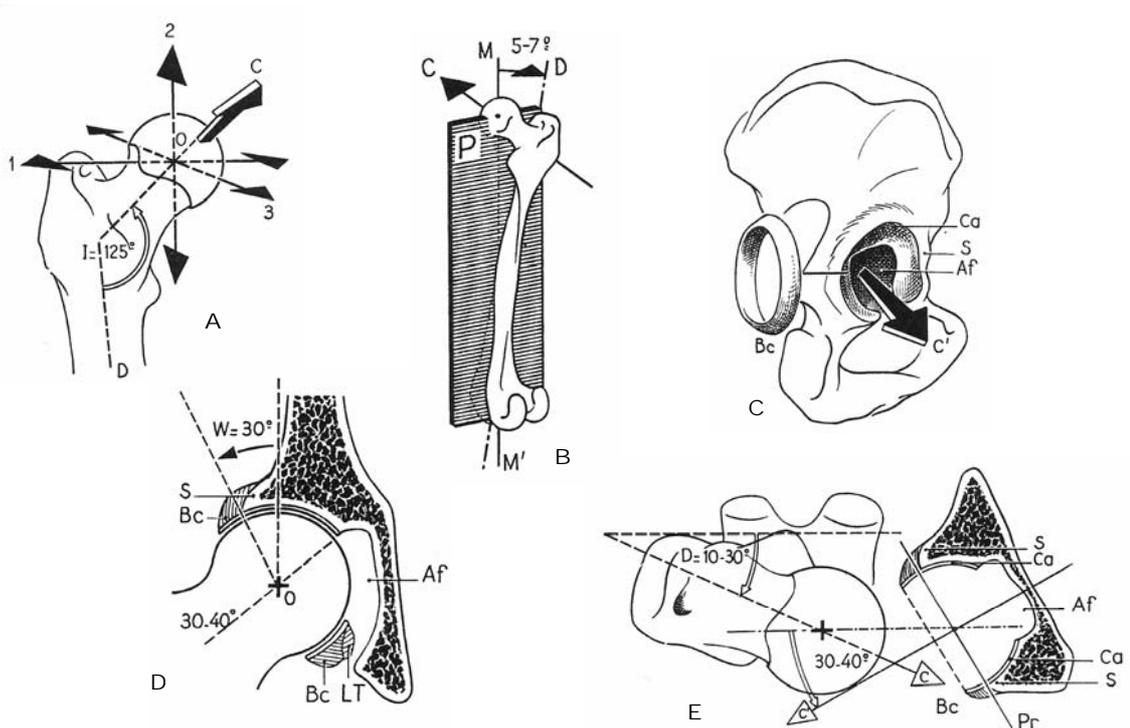


Figure 1.5 : Orientation de la tête fémorale et du cotyle : A : vue antérieure de la tête fémorale ; B : vue postéro-interne du fémur ; C : vue externe de la cavité cotyloïdienne ; D : coupe verticale de la tête fémorale et du cotyle, vue antérieure ; E : coupe horizontale de la tête fémorale et du cotyle, vue supérieure. (D'après Kapandji, 1999).

La ceinture pelvienne du membre inférieur est une structure ostéo-articulaire fixe composée des deux os coxaux, du sacrum en arrière et de la symphyse pubienne en avant (figure 1.4 (B)). L'os iliaque est constitué de trois os que sont l'ilion, l'ischion et le pubis. Ces trois os sont bien distincts à la naissance ainsi que tout au long de la période de croissance et de développement de l'individu. Ils fusionnent entre eux lors de la maturation osseuse pour former l'os iliaque. Les deux os iliaques sont réunis au niveau de la symphyse pubienne, articulation sans mobilité. L'os coxal est un os plat, pair et asymétrique. La cavité cotyloïde (également appelée cotyle ou acetabulum) reçoit la tête fémorale. Elle est située sur la face latérale de l'os iliaque à la jonction de ses trois parties constitutives. Elle a la forme d'une demi-sphère limitée sur son pourtour par le sourcil cotyloïdien (S sur la figure 1.5). Seule la périphérie du cotyle est recouverte de cartilage : c'est le croissant artulaire (Ca sur la figure 1.5) interrompu dans sa partie inférieure par l'échancrure ischio-pubienne. La partie centrale du cotyle est en retrait par rapport au croissant artulaire et n'entre donc pas en contact avec la tête fémorale : il s'agit de l'arrière-fond cotyloïdien (Af sur la figure 1.5) encore appelé fovea. Concernant l'orientation du cotyle, il « regarde » en avant et en bas (la flèche C' matérialise l'axe du cotyle sur la figure 1.5 (C)). Sur la coupe verticale du cotyle, illustrée par la figure 1.5 (D), l'inclinaison vers le bas est bien visible : l'axe du cotyle (C') forme un angle de 30 – 40° avec l'axe médio-latéral. On appelle angle de recouvrement (ou angle de Wiberg) l'angle W de 30° sur la figure 1.5 (D). C'est au niveau du toit du

cotyle que la pression de la tête fémorale est la plus forte et que le cartilage est le plus épais sur la tête et sur le croissant articulaire. Sur une coupe horizontale du cotyle, illustrée par la figure 1.5 (E), apparaît l'inclinaison vers l'avant du cotyle : l'axe du cotyle (C') forme un angle de 30 – 40° avec le plan frontal (Kapandji, 1999).

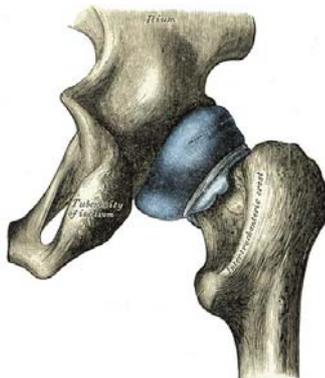


Figure 1.6 : Articulation de la hanche ou articulation coxo-fémorale (vue postérieure) : la tête fémorale s'emboîte dans la cavité cotyloïdienne. La capsule (en bleu) permet de maintenir la tête fémorale dans le cotyle. (D'après "Gray's Anatomy of the Human Body", 1918, <http://www.bartleby.com>).

La tête fémorale s'emboîte dans le cotyle (ou acetabulum) pour former l'articulation de la hanche (figure 1.6). L'articulation est complétée par un anneau de fibro-cartilage, le labrum ou bourrelet cotyloïdien (Bc sur la figure 1.5), de section triangulaire, qui adhère au cotyle. Il maintient la tête de façon souple, augmentant la stabilité de l'articulation.

Par ailleurs, les surfaces articulaires sont maintenues en contact par la capsule et les ligaments. La capsule est une structure fibreuse dont la composition se rapproche de celle du ménisque du genou (figure 1.6). Elle a un rôle de maintien de la tête dans le cotyle. La membrane fibreuse s'insère médialement sur le bourrelet cotyloïdien du cotyle et latéralement sur la ligne inter-trochantérienne du fémur.

Trois ligaments maintiennent également la tête fémorale contre l'acetabulum (figure 1.7) : le ligament ilio-fémoral renforce la capsule vers l'avant, le ligament pubo-fémoral renforce la capsule dans sa partie antéro-inférieure et le ligament ischio-fémoral renforce la capsule dans sa partie postéro-supérieure. Enfin, le ligament rond s'étend de l'échancrure ischio-pubienne à la tête fémorale, au niveau de la fossette au sommet de la tête fémorale appelée fovéa, pour finalement se loger dans l'arrière fond du cotyle (Kapandji, 1999). Il contribue à la vascularisation de la tête fémorale. Il remplit également un rôle d'amortisseur élastique comblant la fosse acétabulaire. Lors des mouvements de la hanche, il bouge et contribue à la répartition du liquide synovial dans la cavité articulaire.

Tous ces moyens d'union de l'articulation de la hanche permettent une coaptation totale de l'articulation. Cet état de coaptation articulaire de la hanche est essentiel car l'insuffisance ou l'absence de congruence entre le cotyle et la tête fémorale entraîne la dégradation progressive du tissu cartilagineux.

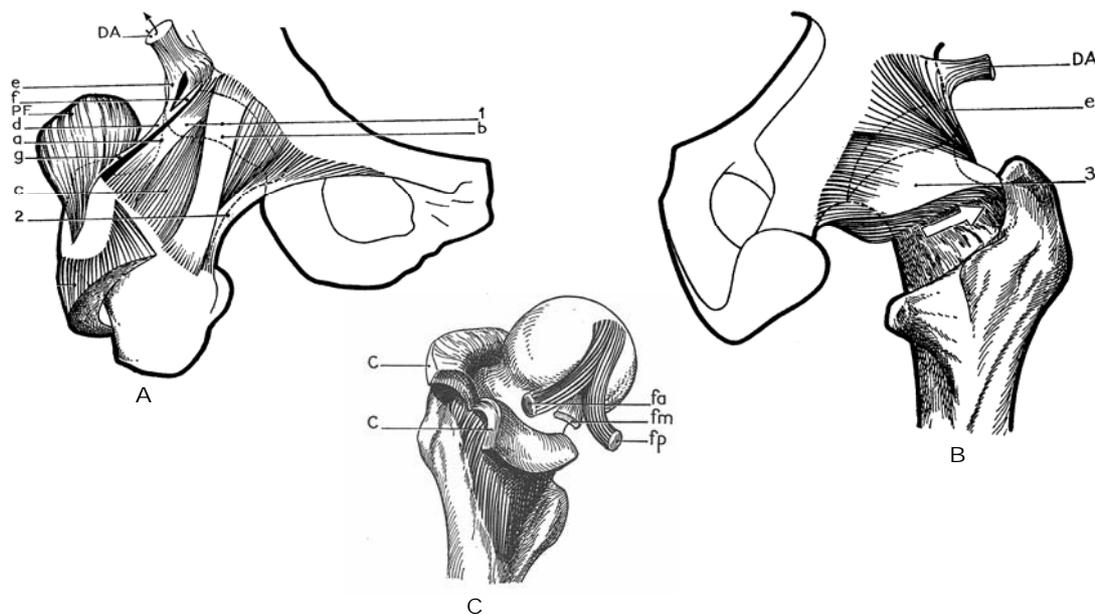


Figure 1.7 : Les ligaments de la hanche : A : 1/ le ligament ilio-fémoral dont la partie moyenne (c) est entourée du faisceau supérieur (a) (ou ilio-prétrochantérien) et du faisceau inférieur (b) (ou ilio-prétrochantinien) et renforcée par le ligament ilio-tendino-trochantérien (d) (formé par la fusion du tendon récurrent (e) du droit antérieur (DA) et d'une lame fibreuse (f) naissant du sourcil cotyloïdien. La partie profonde du petit fessier (PF) détache une expansion aponévrotique (g) qui fusionne avec le ligament ilio-prétrochantérien ; 2/ le ligament pubo-fémoral ; B : 3/ le ligament ischio-fémoral ; C : le ligament rond constitué d'un faisceau postérieur ischiatique (fp), d'un faisceau antérieur pubien (fa) et d'un faisceau moyen (fm), et la capsule (C). (D'après Kapandji, 1999).

I.2 Myologie

Les muscles (tableau 1.1) jouent un rôle essentiel dans la stabilité de la hanche. En effet, les muscles transverses, dont les fibres sont orientées dans la direction du col du fémur, pressent la tête fémorale dans la cavité cotyloïdienne. Ce sont les muscles pelvi-trochantériens tels que les muscles pyramidal et obturateur externe, et des muscles fessiers, en particulier les petit et moyen fessiers. En revanche, les muscles dont la direction est celle de l'axe vertical diaphysaire, comme les adducteurs, ont tendance à luxer la tête du fémur au dessus du cotyle (Kapandji, 1999). La définition des différents axes et plans anatomiques figure en annexe 1.

Les muscles fléchisseurs de la hanche sont des muscles situés en avant du plan frontal passant par le centre articulaire. Le psoas-iliaque est le fléchisseur le plus puissant et est aussi un rotateur externe de la hanche. Le couturier est également principalement fléchisseur de la hanche et accessoirement abducteur-rotateur externe. Le droit antérieur agit comme un fléchisseur puissant de la hanche mais seulement lorsque le degré de flexion du genou est important. Enfin, le tenseur du fascia lata possède une composante de flexion considérable même si son action principale reste l'abduction. D'autres muscles tels que le pectiné, le moyen adducteur, et les faisceaux les plus antérieurs du petit et du moyen fessiers, possèdent accessoirement une composante de flexion de la hanche non négligeable.

Les muscles extenseurs de la hanche sont situés en arrière du plan frontal passant par le centre articulaire. Deux groupes de muscles extenseurs sont distingués selon que leur insertion se situe au niveau de l'extrémité supérieure du fémur ou de l'articulation du genou.

Dans le premier groupe, le principal extenseur est le grand fessier. Il s'agit du muscle le plus gros et le plus puissant du corps. Il est aidé dans son action par les faisceaux postérieurs du moyen et du petit fessiers. Ces muscles sont également des rotateurs externes de la hanche.

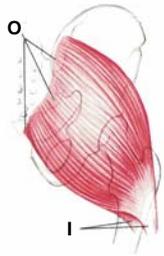
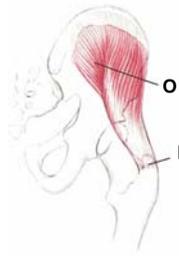
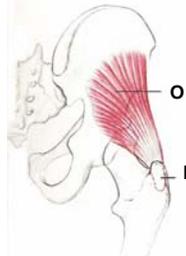
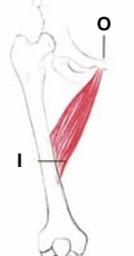
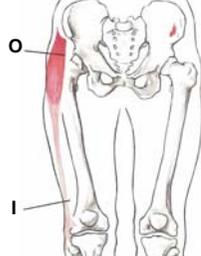
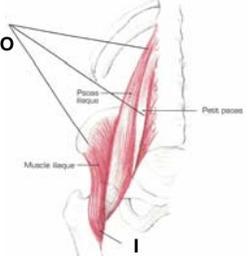
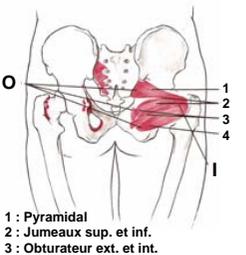
Le deuxième groupe est essentiellement composé des muscles biarticulaires, qui croisent à la fois l'articulation de la hanche et du genou. Leur insertion se situe sur le tibia. Il s'agit des muscles ischio-jambiers tels que le long biceps (biceps fémoral), le semi-tendineux et le semi-membraneux. L'efficacité de leur action dépend de la position du genou : leur action sera d'autant plus importante que la jambe est tendue. Parmi les muscles du deuxième groupe, nous pouvons citer aussi les adducteurs.

Les muscles abducteurs de la hanche sont généralement situés en dehors du plan sagittal et au dessus de l'axe antéro-postérieur passant par le centre articulaire. Le principal abducteur de la hanche est le moyen fessier. Il possède une grande efficacité de par sa direction quasiment perpendiculaire à son bras de levier. Les autres muscles abducteurs de la hanche sont les petit et grand fessiers, le tenseur du fascia lata et le pyramidal du bassin. A noter que l'action de ce dernier muscle est difficilement appréciable expérimentalement en raison de sa situation profonde.

Les muscles adducteurs de la hanche sont situés en dedans du plan sagittal et en dessous de l'axe antéro-postérieur passant par le centre de l'articulation. Les muscles adducteurs sont relativement nombreux et très puissants. Le muscle dont l'action est la plus importante est le grand adducteur. Les ischio-jambiers, bien qu'étant essentiellement extenseurs de la hanche et fléchisseurs du genou, ont une composante d'adduction importante. Le droit interne, le grand fessier, le carré crural, les obturateurs interne et externe, les moyen et petit adducteurs possèdent également des composantes d'adduction plus ou moins importantes.

Les muscles rotateurs externes de la hanche sont également particulièrement nombreux et puissants. Leur trajet croise l'axe vertical de la hanche par l'arrière. La rotation externe de la hanche est l'action principale des muscles pelvi-trochantériens qui regroupent entre autres le pyramidal du bassin et les obturateurs interne et externe. Certains muscles adducteurs sont aussi des rotateurs externes de la hanche comme le carré crural, le pectiné, les fessiers (le grand fessier dans sa totalité et les faisceaux postérieurs des petit et moyen fessiers), les faisceaux postérieurs du grand adducteur et les ischio-jambiers.

Tableau 1.1 : Principaux muscles croisant l'articulation de la hanche d'après Thompson (1993)

	<u>MUSCLES FESSIERS</u>			<u>MUSCLES ADDUCTEURS</u>				
	Grand Fessier <i>Gluteus Maximus</i>	Moyen Fessier <i>Gluteus Medius</i>	Petit Fessier <i>Gluteus Minimus</i>	Grand Adducteur <i>Adductor Magnus</i>	Moyen Adducteur <i>Adductor Longus</i>	Petit Adducteur <i>Adductor Brevis</i>	Tenseur Fascia Lata <i>Tensor Fasciae Latae</i>	Iliopsoas <i>Psoas Iliacus</i>
Description anatomique du muscle								
Origine musculaire O	Quart post. de la crête iliaque et face post. du sacrum	Fosse iliaque ext. sous la crête iliaque	Fosse iliaque ext. sous le moyen fessier	Partie inf. de la branche ischio-pubienne	Au dessus de l'épine pubienne	Partie sup. de la branche ischio-pubienne	Partie ant. de la lèvre ext. de la crête iliaque	Fosse iliaque int., face lat. des corps vertébraux
Insertion musculaire I	Face ext. du grand trochanter	Face ext. du grand trochanter	Bord ant. du grand trochanter	Toute la longueur de la ligne âpre et condyle int.	Tiers moyen de la ligne âpre	Tiers sup. de la ligne âpre	Bandelette ilio-tibiale au quart inf. de la cuisse	Petit trochanter
Action sur la hanche	Abducteur – Rotateur externe	Abducteur – Rotateur externe	Abducteur – Rotateur interne	Adducteur – Rotateur externe	Adducteur – Rotateur externe	Adducteur – Rotateur externe	Fléchisseur	Fléchisseur – Rotateur externe
	<u>MUSCLES ISCHIO- JAMBIERS</u>							<u>MUSCLES PROFONDS</u>
	Biceps fémoral <i>Biceps Femoris</i>	Semi-membraneux <i>Semimembranosus</i>	Semi-tendineux <i>Semitendinosus</i>	Droit Interne <i>Gracilis</i>	Couturier <i>Sartorius</i>	Droit Antérieur <i>Rectus Femoris</i>	Pectiné <i>Pectineus</i>	
Description anatomique du muscle								
Origine musculaire O	Tubérosité ischiatique, moitié inf. de la ligne âpre	Tubérosité ischiatique	Tubérosité ischiatique	Surface angulaire du pubis dans sa moitié inf.	Echancrure inter-épineuse de l'os iliaque	Epine iliaque antéro-inf.	Crête pectinéale de l'épine du pubis	Sacrum, parties post. de l'ischion et trou obturateur
Insertion musculaire I	Tubérosité ext. du tibia et tête du péroné	Face ant. de la tubérosité int. du tibia	Face ant. de la tubérosité int. du tibia	Face int. du tibia à sa partie sup.	Face antéro-int. du tibia	Base de la rotule et tubérosité tibiale ant.	Du petit trochanter à la ligne âpre	Grand trochanter et sa face int.
Action sur la hanche	Extenseur – Rotateur externe	Extenseur – Rotateur interne	Extenseur – Rotateur interne	Adducteur – Rotateur interne	Fléchisseur – Rotateur externe	Fléchisseur	Adducteur - Fléchisseur	Rotateur externe

Les muscles rotateurs internes passent en avant de l'axe vertical de la hanche. Les rotateurs internes sont moins nombreux et beaucoup moins puissants que les rotateurs externes. Ils regroupent essentiellement le tenseur du fascia lata, le petit fessier dans sa totalité et les faisceaux antérieurs du moyen fessier.

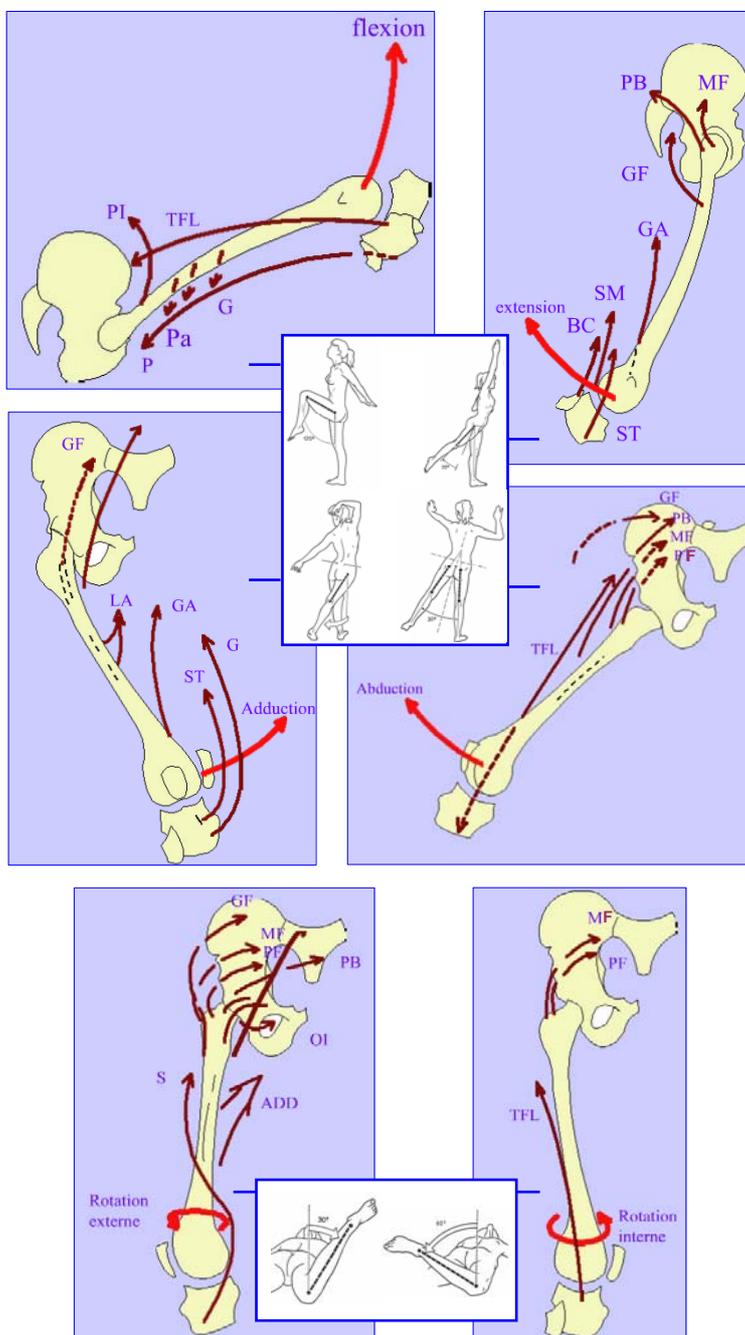


Figure 1.8: Actions des différents muscles croisant l'articulation de la hanche : ADD : adducteurs ; BC : biceps crural (ou biceps fémoral) ; G : gracile (ou droit interne) ; GA : grand adducteur ; GF : grand fessier ; LA : long adducteur (ou moyen adducteur) ; MF : moyen fessier ; OI : obturateur interne ; P : pectiné ; Pa : petit adducteur ; PI : psoas iliaque ; PB : pyramidal du bassin (ou piriforme) ; PF : petit fessier ; S : sartorius (ou couturier) ; SM : semi-membraneux ; ST : semi-tendineux ; TFL : tenseur du fascia lata.

II. Revue de littérature : Modèles éléments finis des structures osseuses constituant la hanche

Introduite pour la première fois en 1972 pour la recherche en biomécanique orthopédique (Huiskes et Chao, 1983), la méthode des éléments finis est aujourd'hui largement utilisée dans ce domaine. L'intérêt des modèles éléments finis est leur capacité à simuler numériquement les comportements osseux et articulaire. L'influence de la pose d'implants est une application courante. Ces modèles constituent une véritable alternative aux expérimentations *in vitro* coûteuses et difficiles à mettre en œuvre. Le principe de la méthode des éléments finis est de discrétiser une structure continue en un nombre fini de petits volumes élémentaires (les éléments), définis par leurs sommets (les nœuds), constituant le maillage de la structure. La réponse mécanique à une sollicitation est approchée en tout point de la structure, ce que ne permet pas l'expérimentation. Les déplacements, les déformations et les contraintes sont calculés en chaque nœud du maillage par interpolation.

Les différentes étapes de l'élaboration d'un modèle éléments finis sont détaillées dans ce paragraphe. Tout d'abord, il est nécessaire de reconstruire le modèle géométrique de la structure que l'on veut étudier (modèle 2D ou 3D selon l'application). Puis, l'étape primordiale est le maillage de la structure. En effet, les résultats de la simulation dépendent essentiellement de la qualité du maillage. Le maillage est donc l'étape la plus importante et par conséquent la plus coûteuse en temps. Ensuite, il faut affecter à chaque matériau composant la structure des propriétés mécaniques associées à une loi de comportement. Dans le cas particulier de la modélisation des os et du cartilage, les propriétés mécaniques sont issues des études antérieures publiées dans la littérature. Enfin, la validation du modèle est également une étape primordiale basée sur des résultats expérimentaux et sur d'autres modèles précédemment développés et validés.

II.1 Méthodes de reconstruction géométrique et maillage

Pour modéliser les différentes structures osseuses constituant l'articulation de la hanche et autres structures anatomiques, les premiers travaux ont développé des modèles éléments finis 2D (Brown et DiGioia, 1984 ; Huiskes et Chao, 1983). Rapidement, grâce notamment à l'évolution grandissante des systèmes numériques, des modèles 3D remplacent ces premiers modèles pour rendre compte de la structure très complexe des os. Actuellement, peu d'auteurs utilisent encore la modélisation 2D (Testi et al., 2004 ; Wei et al., 2005), la modélisation 3D est plus répandue (Goel et al., 1978 ; Loizeau, 1994 ; Dalstra et al., 1995a ; Dalstra et al., 1995b ; Duda et al., 1998 ; Besnault, 1999 ; Beillas et al., 2004 ; Bachtar et al., 2006 ; Duchemin, 2006 ; Vaverka et al., 2006).

Pour la reconstruction de la géométrie des structures osseuses et le maillage, deux possibilités ont été envisagées.

La première méthode consiste à créer le volume directement maillé à partir de l'empilement des coupes scanners (ou IRM). Cette technique consiste à remplacer automatiquement chaque *voxel* (contraction de *volumetric pixel*) ou groupe de *voxels* par un élément volumique hexaédrique (Camacho et al., 1997). La génération de ce type de maillage est rapide et automatique mais la mise en œuvre de cette méthode n'est pas évidente. L'utilisation de cette technique reste controversée en raison de l'irrégularité de la surface obtenue, ce qui se révèle être un inconvénient majeur notamment lors d'analyses de contact ou de transfert de chargement entre deux structures osseuses (Jacobs et al., 1993). De récentes études proposent des méthodes pour lisser et améliorer ce type de surfaces (Boyd et Müller, 2006).

La seconde méthode consiste, dans un premier temps à reconstruire la géométrie osseuse puis, dans un second temps à la mailler. La reconstruction géométrique 3D s'effectue à partir de contours des surfaces osseuses issus de la segmentation ou du contourage de données issues de l'imagerie médicale. Le maillage est ensuite généré manuellement, automatiquement ou semi-automatiquement. La génération d'éléments tétraédriques est automatique. En revanche, la génération d'éléments hexaédriques est manuelle ou semi-automatique. Actuellement, aucun algorithme ne permet de mailler automatiquement un volume de géométrie complexe avec des éléments de type hexaèdre.

Quelques travaux comparent les performances des éléments tétraédriques et celles des éléments hexaédriques (Cifuentes et Kalbag, 1992 ; Ramos et Simões, 2006). Les hexaèdres sont plus performants en calcul que les tétraèdres (Dhatt et Touzot, 1984 ; Craveur, 1996). Cifuentes et Kalbag (1992) ont testé et comparé plusieurs types d'éléments, différents degrés d'interpolation et différents raffinements. Il s'avère que pour l'étude de cas simples comme celui de la flexion, du cisaillement ou de la torsion d'une poutre, les éléments hexaédriques linéaires (8 nœuds) permettent d'obtenir une solution relativement proche de la solution théorique tout comme les éléments tétraèdres quadratiques (10 nœuds) mais qui eux sont plus coûteux en temps de calcul. Les tétraèdres linéaires sont des éléments très instables et ne permettent pas d'obtenir des résultats satisfaisants. Ramos et Simões (2006) évaluent les performances du maillage hexaédrique et du maillage tétraédrique lors d'une simulation de chargement de l'extrémité proximale du fémur simplifiée ; la simplification permettant de calculer une réponse théorique en contraintes. Les résultats obtenus confirment que les éléments hexaèdres linéaires sont mieux adaptés pour ce genre d'études. Leur performance en termes de résultats n'est pas meilleure que celle des éléments tétraédriques quadratiques utilisés. Cependant, il semble que les résultats obtenus avec un maillage hexaédrique soient plus stables et beaucoup moins influencés par le degré de raffinement du maillage. La majorité des modèles éléments finis développés dans la littérature comportent des éléments de type hexaèdre (Goel et al., 1978 ; Loizeau, 1994 ; Dalstra et al., 1995a ; Dalstra et al., 1995b ; Duda et al., 1998 ; Besnault, 1999 ; Beillas et al., 2004 ; Bachtar et al., 2006 ; Duchemin, 2006 ; Vaverka et al., 2006).

II.2 Evaluation des propriétés mécaniques du tissu osseux

Les biomécaniciens savent mesurer précisément les caractéristiques mécaniques des composants élémentaires de l'os, tels que le collagène et les cristaux d'hydroxy-apatite. Pour le calcul de structures, la connaissance de ces caractéristiques ne suffit pas : il est nécessaire d'estimer les caractéristiques physiques « moyennes » de l'os. La théorie mathématique de l'homogénéisation, développée par la mathématicienne russe Olga Arsenievna Oleinik (1925-2001) dans les années 1970, est le premier outil adapté pour déterminer ces caractéristiques. Etant donné un matériau composite à structure hétérogène, connaissant les propriétés mécaniques de chacun des composants élémentaires, la théorie de l'homogénéisation permet de déterminer les propriétés mécaniques d'un matériau homogène fictif équivalent (Crolet et al., 1993).

L'analyse des propriétés mécaniques des composants élémentaires de l'os est largement dominée par les travaux d'Ascenzi et al. (Ascenzi et Bonucci, 1967 ; Ascenzi et Bonucci, 1968 ; Ascenzi et Bonucci, 1972 ; Ascenzi et al., 1973 ; Ascenzi et al., 1982 ; Ascenzi, 1988 ; Ascenzi et al., 1990 ; Ascenzi et al., 1994). Ses recherches sont essentiellement orientées vers la détermination des propriétés mécaniques des ostéons et des lamelles interstitielles constituant l'os.

Concernant les propriétés mécaniques globales de l'os cortical, les recherches de Katz et al. sont essentielles (Katz, 1971 ; Katz, 1980 ; Katz et Yoon, 1984 ; Katz et Meunier ; 1987).

La plupart des modélisations proposées dans la littérature différencient l'os cortical de l'os spongieux. Elles considèrent souvent l'os cortical comme un matériau homogène isotrope caractérisé par une valeur unique du module d'Young. Pour l'os spongieux, en raison de son organisation sous forme de travées, différents modèles existent. Certains auteurs simplifient le problème et considèrent l'os spongieux comme un matériau homogène isotrope. D'autres distinguent plusieurs zones de spongieux avec des propriétés mécaniques différentes selon la région considérée.

Le tableau 1.2 présente un échantillon des valeurs que l'on peut trouver dans la littérature pour les propriétés mécaniques de l'os cortical et de l'os spongieux et les méthodes utilisées pour leur estimation.

Plusieurs techniques expérimentales existent pour évaluer les propriétés mécaniques de l'os. Parmi elles, les tests mécaniques classiques tels que les essais de compression (Ashman et al., 1989 ; Jensen et al., 1991), de traction (Reilly et al., 1974 ; Kaneko et al., 2003), de flexion (Choi et al., 1990 ; Choi et Goldstein, 1992) et de torsion/cisaillement (Mitton D, 1997 ; Bruyère K, 2000) permettent de déterminer le module d'élasticité ou le module de cisaillement des échantillons d'os testés.

Tableau 1.2 : Propriétés mécaniques de l'os cortical et de l'os spongieux déterminées par des méthodes expérimentales différentes.

	Méthode utilisée / Type d'essai	Structure osseuse [Echelle]	Os cortical		Os spongieux	
			E	ν	E	ν
Reilly et al., 1974	Essais de traction	Fémur [macroscopique]	17,4 GPa	–	–	–
Ashman et al., 1984	Ultrasons	Fémur [macroscopique]	20 GPa	–	–	–
Ashman et Rho, 1988	Ultrasons	Fémur [macroscopique]	–	–	1636 MPa	–
Katsamanis et Raftopoulos, 1990	Dispositif à barres d'Hopkinson	Fémur [macroscopique]	19,9 GPa	0,36	–	–
Zysset et al., 1999	Nano-indentation	Fémur [nanooscopique]	20,1 ^{±5,4} GPa	–	11,4 ^{±5,6} GPa	–
Bayraktar et al., 2004	Essais mécaniques	Fémur [macroscopique]	19,9 ^{±1,8} GPa	–	18,0 ^{±1,8} GPa	–
Bensamoun et al., 2004	Ultrasons	Fémur [macroscopique]	27,0 ^{±3,0} GPa	–	–	–
Duchemin et al., 2007	Tomographie	Fémur [macroscopique]	13 – 16 MPa	–	–	–
Dalstra et al., 1993	Densité calcium	Bassin [macroscopique]	17 GPa	0,3	800	0,2

E est le module d'Young.

ν est le coefficient de Poisson.

Les techniques utilisant les ultrasons sont également très répandues pour déterminer le module d'élasticité de l'os (Ashman et al., 1984 ; Ho Ba Tho et al., 1992 ; Rho et al., 1995 ; Rho, 1996). A partir de la connaissance de la densité du milieu (ρ) et de la vitesse de propagation (v) des ultrasons dans ce milieu, le module d'élasticité peut être déduit en appliquant la relation $E = \rho v^2$. L'indentation est une méthode assez ancienne permettant également la caractérisation mécanique des tissus osseux. La transposition de cet essai à l'échelle nanométrique, la nano-indentation, permet la mesure locale d'un module d'élasticité réduit (Zysset et al., 1999).

Enfin, l'exploitation des niveaux de gris des coupes scanners permet de définir une répartition hétérogène de modules d'Young souvent appliquée pour déterminer les propriétés mécaniques de l'os spongieux : des relations sont établies entre les niveaux de gris, la densité osseuse et la valeur du module d'Young (Ford et al., 1996 ; Cody et al., 1999 ; Ota et al., 1999).

Selon Dalstra et al. (1993), une bonne estimation du coefficient de Poisson est 0,2 pour l'os spongieux et 0,3 pour l'os cortical. Dans la suite, il est décrit que ce sont les valeurs généralement utilisées dans les modèles éléments finis (Dalstra et al., 1995a ; Dalstra et al., 1995b ; Besnault, 1999 ; Bachtar et al., 2006).

II.3 Evaluation des propriétés mécaniques du tissu cartilagineux

Le tissu cartilagineux est biologiquement actif et rhéologiquement unique. En effet, la structure du cartilage peut être assimilée à celle d'un matériau composite relativement poreux dont les cavités interstitielles sont remplies de fluide articulaire. Sous contraintes, ce fluide va et vient au sein du tissu induisant une variation des propriétés mécaniques du cartilage liée aux mouvements du fluide. Ainsi, la fonction biomécanique du cartilage est de supporter et répartir au mieux les efforts ressentis au niveau des articulations en se comportant comme un matériau fibreux multiphasique inhomogène caractérisé par des propriétés mécaniques non linéaires, anisotropes et viscoélastiques.

Les propriétés viscoélastiques du cartilage sont bien connues et ont largement été mesurées dans la littérature (Hayes et Mokros, 1971 ; Woo et al., 1979 ; Satton et al., 1993 ; Franke et al., 2007).

La méthode fréquemment utilisée pour caractériser le comportement viscoélastique du cartilage est l'indentation (ou nano-indentation à l'échelle nanométrique). Un cycle charge/décharge localisé est appliqué à la surface de l'échantillon de cartilage. Des relations établies permettent de déterminer les caractéristiques mécaniques en fonction de sa réponse mécanique.

D'une manière générale, plusieurs modèles existent pour décrire le comportement viscoélastique d'un matériau. Pour caractériser le cartilage, les modèles viscoélastiques sont très répandus (tableau 1.3). Les auteurs définissent différents paramètres viscoélastiques relatifs à la loi de comportement viscoélastique qu'ils utilisent.

Cependant, le comportement mécanique du cartilage est souvent simplifié. Les différents auteurs souhaitant modéliser le cartilage utilisent le plus souvent des lois de comportement élastiques linéaires (tableaux 1.4 et 1.5). D'ailleurs, une étude de Carter et Wong (2003) montre que les mouvements du fluide interstitiel sont relativement lents. En conséquence, lors de chargements statiques très courts ou pour des chargements cycliques à fréquences élevées, le tissu cartilagineux se comporte comme un matériau solide monophasique. Dans ce cas, les considérations précédentes permettent d'assimiler le comportement du cartilage à celui d'un matériau homogène, linéaire élastique, incompressible ou quasiment incompressible.

Néanmoins, la prise en compte d'une loi de comportement élastique linéaire a ses limites. En effet, lors des grandes déformations, le comportement élastique d'un matériau n'est pas linéaire. C'est pourquoi il est plus judicieux de décrire le comportement du cartilage comme étant hyperélastique. Il existe plusieurs modèles d'hyperélasticité de complexités différentes.

Le modèle de Mooney-Rivlin (Mooney, 1940) est très utilisé dans la modélisation des polymères. Pour la modélisation du comportement du cartilage dans le domaine des grandes

déformations, le modèle de Mooney-Rivlin est également utilisé (Ravi et al., 2003 ; Anderson et al., 2005).

Le modèle le plus simple existant est le modèle hyperélastique Néohookéen. Il s'agit d'un cas particulier du modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin. Dans la littérature (Kempson, 1979 ; Büchler et al., 2002 ; Ghadiali et al., 2004), le comportement mécanique du cartilage est également décrit par ce type de modèle hyperélastique.

Tableau 1.3 : Synthèse des lois de comportement définies dans la littérature pour modéliser le comportement mécanique du tissu cartilagineux.

	Type de cartilage	Loi de comportement	Paramètres mécaniques
Hayes et al., 1971	Cartilage articulaire	Viscoélastique,	Paramètres viscoélastiques
Kempson, 1979	Cartilage articulaire	Elastique linéaire	$E = 10,35 \text{ MPa}$ $\nu = 0,4$
Woo et al., 1979	Cartilage articulaire	Viscoélastique	Paramètres viscoélastiques
Mow et al., 1980	Cartilage articulaire	Viscoélastique	Paramètres viscoélastiques
Satton et al., 1993	Cartilage articulaire	Poroviscoélastique	Paramètres viscoélastiques et de perméabilité
Büchler et al., 2002	Cartilage articulaire	Hyperélastique Néohookéenne	$E = 10 \text{ MPa}$ $\nu = 0,4$ Paramètres hyperélastiques
Ravi et al., 2003	Cartilage de l'oreille	Hyperélastique Mooney-Rivlin	Paramètres hyperélastiques
Ghadiali et al., 2004	Cartilage de l'oreille	Hyperélastique Néohookéenne	$E = 3,4 \text{ MPa}$ $\nu = 0,49$ Paramètres hyperélastiques
Anderson et al., 2005	Cartilage articulaire	Hyperélastique Mooney-Rivlin	Paramètres hyperélastiques

*E est le module d'Young.
 ν est le coefficient de Poisson.*

Pour la modélisation de notre cartilage au sein de l'articulation de la hanche, nous choisissons de décrire le comportement élastique du cartilage en grandes déformations par une loi de comportement hyperélastique Néohookéenne en utilisant les paramètres mécaniques de la modélisation du cartilage utilisés par Büchler et al. (2002).

Le coefficient de frottement entre les deux surfaces articulaires cartilagineuses est très faible dans la réalité. Dans notre étude, ce coefficient est considéré comme étant nul, hypothèse retrouvée dans diverses études décrites dans la littérature (Brown et DiGioia, 1984 ; Dalstra et al., 1995a ; Dalstra et al., 1995b ; Wei et al., 2005 ; Bachtar et al., 2006 ; Russel et al., 2006).

II.4 Implémentation des actions musculaires

Il existe dans la littérature différentes approches afin de modéliser les actions musculaires. Certaines études visent à modéliser chaque muscle isolé de façon volumique. Jolivet et al. (2001) modélisent le tissu musculaire sous forme d'une structure composite constituée d'éléments « câble » représentant les fibres musculaires contractiles noyées au sein d'une matrice déformable iso-volumique assurant les propriétés passives.

Une seconde approche consiste à modéliser les muscles, les tendons et les ligaments en reconstruisant leur volume tridimensionnel et en les maillant avec des éléments volumiques hexaédriques ou tétraédriques (Büchler et al., 2002 ; Ramaniraka et al., 2005).

D'autres méthodes consistent tout simplement à modéliser le muscle comme un ensemble d'éléments « câble » répartis le long de la fibre musculaire moyenne (Johansson et al., 2000 ; Yucesoy et al., 2002).

L'approche choisie dépend essentiellement de ce que l'on veut modéliser et des résultats que l'on cherche à obtenir. En effet, dans certains cas, notamment dans les études de chocs, la prise en compte de l'encombrement musculaire et de la géométrie volumique des muscles est primordiale. Notre étude concerne l'évolution des pressions de contact au cours du mouvement. Pour cette application précise, la modélisation volumique des muscles est extrêmement difficile à mettre en œuvre. En effet, au cours du mouvement, la géométrie des muscles évolue, il faudrait, pour notre étude, effectuer l'acquisition des volumes musculaires pour plusieurs instants au cours du mouvement. Ce travail serait très long et fastidieux. C'est pourquoi, nous choisissons une autre approche pour la modélisation des actions musculaires. Dans la littérature, beaucoup de modèles implémentent les efforts musculaires sous la forme d'une ou plusieurs forces nodales. Certains auteurs modélisent ainsi l'action de groupes musculaires ou alors l'action de la résultante articulaire agissant au centre de l'articulation concernée (Brown et DiGioia 1984 ; Duda et al., 1998 ; Wei et al., 2005 ; Bachtar et al., 2006 ; Russel et al., 2006). C'est cette approche que nous privilégions pour notre modélisation.

II.5 Résultats pour la modélisation de l'articulation de la hanche

La plupart des auteurs (tableaux 1.4 et 1.5) modélisent l'os cortical et l'os spongieux comme des matériaux isotropes avec des lois de comportement élastiques linéaires. Par ailleurs, la distinction entre l'os cortical et l'os souschondral est souvent effectuée. L'os souschondral se situe au niveau des articulations entre le cartilage et l'os spongieux. Son module d'élasticité est plus faible que celui de l'os cortical et généralement plus élevé que celui de l'os spongieux.

La valeur du module d'Young pour l'os cortical est relativement constante dans les différents modèles, entre 15 et 17 GPa. Le module d'élasticité de l'os souschondral et celui de l'os

spongieux sont en revanche plus variables, entre 700 et 2000 MPa pour l'os souschondral, et entre 70 et 2000 MPa pour l'os spongieux selon les modèles. Cette plus grande variabilité s'explique par l'architecture osseuse du spongieux et du souschondral. En effet, l'organisation du spongieux sous forme de fibres rend difficile la détermination d'une valeur unique pour le module d'Young d'un matériau isotrope équivalent. L'os souschondral est l'os « hybride » entre le spongieux et le cortical, c'est pourquoi la variabilité des valeurs relevées pour son module d'élasticité est moins importante que celle de l'os spongieux mais plus importante que celle de l'os cortical.

Pour tenir compte de l'anisotropie de l'os spongieux et de l'os souschondral, certains auteurs (Dalstra et al., 1995a ; Dalstra et al., 1995b) effectuent des mesures locales du module d'élasticité à partir des densités osseuses relevées sur les coupes scanners. Le modèle de Dalstra et al. (1995a) prend en considération des modules d'élasticité compris entre 1 et 132 MPa pour l'os spongieux, les valeurs maximales étant localisées au niveau des fibres, et des modules d'élasticité compris entre 186 et 2155 MPa pour l'os souschondral.

Les coefficients de Poisson définis dans les différentes modélisations oscillent entre 0,28 et 0,33 pour l'os cortical et entre 0,2 et 0,3 pour l'os souschondral et l'os spongieux.

Ces modèles éléments finis sont élaborés pour déterminer la répartition des contraintes et des déformations au niveau de l'articulation de la hanche. Les problèmes de contact permettent de déterminer la résultante articulaire.

En faisant varier les propriétés mécaniques des différents matériaux constituant la structure, il est possible d'étudier leur influence sur le calcul des différentes grandeurs mécaniques. Ainsi, Brown et DiGioia (1984) et Wei et al. (2005) montrent qu'il est important de bien définir les propriétés mécaniques des différents matériaux car les résultats en dépendent.

Tableau 1.4 : Modèles éléments finis de l'articulation de la hanche : mode de reconstruction géométrique et maillage ; type et nombre d'éléments utilisés ; propriétés mécaniques des matériaux en présence ; configuration de chargement de l'articulation ; résultats obtenus pour la modélisation.

MODELE	GEOMETRIE / MAILLAGE				PROPRIETES MECANQUES			CHARGEMENT / RESULTATS		
	Imagerie	Maillage	Type d'éléments*	Nombre de nœuds Nombre d'éléments	† Os cortical ‡ Os souschondral	Os spongieux	Cartilage	Configuration chargement	Résultats	
Wei et al., 2005	Hanche	Roentgenographie	2D GEOM	QUAD4 TRI3	NC 5012 éléments	Isotrope Linéaire Hétérogène : <i>Fémur</i> : E† = 17 GPa v† = 0,28 E‡ = 1100 MPa v‡ = 0,3 <i>Bassin</i> : E† = 17 GPa v† = 0,3 E‡ = 700 MPa v‡ = 0,3	Isotrope Linéaire Homogène: E = 600 MPa v = 0,3	Isotrope Linéaire Homogène : E = 15 MPa v = 0,45	Poids du corps : P = 600 N Muscle abducteur : F _{abd} = 2000 N Muscle adducteur : F _{add} = 100 N	Les propriétés mécaniques de l'os souschondral jouent un rôle important au niveau de la répartition des contraintes au sein du cartilage.
Bachtar et al. 2006	Hanche	CT scan	3D GEOM	HEXA8	NC 12188 éléments	Isotrope Linéaire Homogène : E† = 17 GPa v† = 0,3	Isotrope Linéaire Homogène : E = 2 GPa v = 0,2	Isotrope Linéaire Homogène : E = 25 MPa v = 0,3	Réaction articulaire <i>Bergmann et al., 2001</i>	Pression maximale en position debout : P _{max} = 3,2 MPa Pression maximale pendant la marche normale (23,5% de la phase d'appui) : P _{max} = 5,5 MPa
Russell et al., 2006	Hanche	Imagerie Visible <i>Human Project</i>	3D GEOM	HEXA8	NC 25000 éléments	Isotrope Linéaire Homogène : E‡ = 2 GPa v‡ = 0,3	Isotrope Linéaire Homogène: E = 120 MPa v = 0,3	Isotrope Linéaire Homogène : E = 12 MPa v = 0,42	Réaction articulaire <i>Brand et al., 1994</i>	Pressions de contact maximales au sein du cartilage : - hanche normale : P _{max} = 2 MPa - hanche dysplasique : P _{max} = 8,5 MPa
Brown et DiGioia 1984	Hanche	Radiographie	2D GEOM	QUAD4 QUAD8	277 nœuds 167 éléments	Isotrope Linéaire Homogène : E‡ = 6,9GPa v‡ = 0,25 <i>Reilly et Burstein, 1975</i>	Isotrope Linéaire Homogène : E = 690 MPa v = 0,3 <i>Brown et Fergusson, 1980</i>	Isotrope Linéaire Homogène: E = 10,35 MPa v = 0,4 <i>Kempson, 1979</i>	Force de traction appliquée sur le grand trochanter	Résultante articulaire : R _H = 5306 N Influence des propriétés mécaniques sur R _H : - Module d'Young souschondral : pas d'influence. - Coefficient de frottement cartilage : pas d'influence. - Module d'Young du cartilage : son élévation augmente R _H

NC : non communiqué.

CT scan : coupes scanner.

GEOM : segmentation manuelle ou automatique des contours osseux + reconstruction géométrique + maillage manuel, semi-automatique ou automatique.

VOXEL : génération automatique du maillage.

*Types d'éléments :

HEXA8 / HEXA20 : éléments de type hexaèdre 8 nœuds / 20 nœuds.

TETRA4 / TETRA10 : éléments de type tétraèdre 4 nœuds / 10 nœuds.

TRI3 / TRI6 : éléments de type triangle 3 nœuds / 6 nœuds.

QUAD4 / QUAD8 : éléments de type quadrangle 4 nœuds / 8 nœuds.

Tableau 1.5 : Modèles éléments finis des structures osseuses constituant la hanche : mode de reconstruction géométrique et maillage ; type et nombre d'éléments utilisés ; propriétés mécaniques des matériaux en présence.

MODELE	GEOMETRIE / MAILLAGE				PROPRIETES MECANQUES		
	Imagerie	Maillage	Type d'éléments*	Nombre de nœuds Nombre d'éléments	† Os cortical ‡ Os souschondral	Os spongieux	Cartilage
Oonishi et al., 1983	Bassin	–	Digitalisation à partir de coupes physiques	HEXA8 QUAD4 930 nœuds 2251 éléments	Isotrope Linéaire Hétérogène : $E† = 15 \text{ GPa}$ $\nu† = 0,3$ $E‡ = 3000 \text{ MPa}$ $\nu‡ = 0,2$	Isotrope Linéaire Homogène: $E = 1000 \text{ MPa}$ $\nu = 0,2$	–
Dalstra et al., 1995a	Bassin	–	Digitalisation à partir de coupes physiques	HEXA8 QUAD4 1862 nœuds 2602 éléments	Isotrope Linéaire Hétérogène : $E† = 17 \text{ GPa}$ $\nu† = 0,3$ $E‡ = 2000 \text{ MPa}$ $\nu‡ = 0,3$	Isotrope Linéaire Homogène : $E = 70 \text{ MPa}$ $\nu = 0,2$	–
Dalstra et al., 1995a	Bassin	–	Digitalisation à partir de coupes physiques	HEXA8 QUAD4 1862 nœuds 2602 éléments	Anisotrope Linéaire Hétérogène : $E† = 17 \text{ GPa}$ $\nu† = 0,3$ $186 \leq E‡ \leq 2155 \text{ MPa}$ $\nu‡ = 0,3$	Anisotrope Linéaire Hétérogène : $1 \leq E \leq 132 \text{ MPa}$ $\nu = 0,2$	–
Besnault, 1999	Bassin	CT scan	Maillage manuel direct à partir de l'imagerie	HEXA8 QUAD4 8824 nœuds 5572 éléments volumiques 5274 éléments surfaciques	Isotrope Linéaire Hétérogène : $E† = 17 \text{ GPa}$ $\nu† = 0,3$ $E‡ = 2000 \text{ MPa}$ $\nu‡ = 0,2$	Isotrope Linéaire Homogène : $E = 70 \text{ MPa}$ $\nu = 0,2$	Isotrope Linéaire Homogène : $E = 14 \text{ MPa}$ $\nu = 0,49$;
Lengsfeld et al., 1998	Fémur	CT scan	3D GEOM	HEXA8 5534 à 6355 nœuds 5144 à 5864 éléments	Isotrope Linéaire Homogène : $E† = 15 \text{ GPa}$ $\nu† =$	Isotrope Linéaire Homogène: $E = 1100 \text{ MPa}$ $\nu =$	–
Lengsfeld et al., 1998	Fémur	CT scan	3D VOXEL	HEXA8 7316 à 10600 nœuds 5950 à 8864 éléments	Isotrope Linéaire Homogène : $E† = 15 \text{ GPa}$ $\nu† =$	Isotrope Linéaire Homogène: $E = 1100 \text{ MPa}$ $\nu =$	–
Duda et al., 1998	Fémur	CT scan	3D GEOM	HEXA8 8553 nœuds 7493 éléments	Isotrope Linéaire Homogène : $E† = 17 \text{ GPa}$ $\nu† = 0,33$	Isotrope Linéaire Homogène: $E = 1500 \text{ MPa}$ $\nu = 0,3$	

II.6 Outils de validation du modèle

L'évaluation des modèles repose sur la réalisation d'expérimentations *in vitro* ou *in vivo* permettant une comparaison des résultats numériques avec les données obtenues expérimentalement.

Dans notre cas, l'objectif de la modélisation éléments finis est la détermination de la répartition des pressions de contact au niveau de la hanche pour une articulation saine, puis pour une articulation pathologique.

Pour valider les résultats obtenus pour la pression, des données sont disponibles dans la littérature. Le tableau 1.6 présente un assez large panel de valeurs déterminées expérimentalement pour différentes conditions de chargement et par différentes méthodes. L'utilisation des prothèses instrumentées est une méthode très répandue pour accéder à ce type de données. Elle consiste à équiper un patient d'une prothèse dans laquelle sont intégrés des capteurs de pression. Les premiers essais de ce type d'instrumentation n'ont fourni que très peu de résultats pendant une courte période post-opératoire en raison de la durée de vie insuffisante des capteurs. Une des premières séries de résultats intéressante est obtenue par Hodge et al. (1986).

Le second type d'essais réalisés pour déterminer les pressions de contact au niveau de la hanche sont les essais cadavériques reposant sur le même principe que celui des prothèses instrumentées. Des capteurs sont positionnés sur le cartilage de la tête fémorale ou du cotyle et les différentes pressions sont relevées au cours d'un chargement donné ou d'un mouvement simulé à l'aide d'un dispositif adapté.

Ces résultats expérimentaux vont nous permettre d'évaluer notre modèle éléments finis. Par ailleurs, nos résultats numériques seront également comparés avec ceux obtenus par d'autres modèles numériques publiés dans la littérature (tableau 1.6).

Tableau 1.6 : Mesure ou calcul de la pression de contact au niveau de l'articulation de la hanche.

	<u>METHODE</u>	<u>CHARGEMENT</u>	<u>PRESSION MAXIMALE AU MAXIMUM DE CHARGEMENT</u>	
			PIC DE PRESSION	PRESSION MOYENNE MAXIMALE
Adam et al., 1978	Expérience in vitro sur cadavre / Capteur de pression	Au cours d'un cycle de marche	5 – 6 MPa (1 cas à 8,6 MPa)	1,8 à 3,3 MPa
Adams et Swanson, 1985	Expérience in vitro sur cadavre / Capteur de pression	Au cours d'un cycle de marche	5,26 à 8,57 MPa	1,07 à 3,59 MPa
Afoke et al., 1987	Expérience in vitro sur cadavre / adhésif sensible à la pression	4,1 × poids du corps	6 à 10,4 MPa	–
Armstrong et al., 1979	Expérience in vitro sur cadavre / Roentgenographie	5 × poids du corps	5 MPa	–
Bachtar et al., 2006	Analyse par éléments finis	Au cours d'un cycle de marche	5,5 MPa	–
Brinkmann et al., 1981	Expérience in vitro sur cadavre / Capteur de pression	5 × poids du corps	3,32† MPa	–
Brown et Shaw, 1983	Expérience in vitro sur cadavre / Capteur de pression	2700 N	8,8 MPa	2,92 MPa
Day et al., 1975	Expérience in vitro sur cadavre / Capteur de pression	3 × poids du corps	3,53† MPa	1,54† MPa
Genda et al., 2003	Méthode numérique « Rigid body spring model »	Au cours d'un cycle de marche	1,7 MPa	–
Genda et al., 2003	Analyse par éléments finis	Au cours d'un cycle de marche	3,51 MPa	–
Hodge et al., 1986	Expérience in vivo / prothèse instrumentée	Au cours d'un cycle de marche (6 mois postop)	6,72 MPa	3,8 MPa
Hodge et al., 1989	Expérience in vivo / prothèse instrumentée	Au cours d'un cycle de marche (36 mois postop)	4 MPa	–
Hodge et al., 1989	Expérience in vivo / prothèse instrumentée	Au cours de la montée d'escalier (36 mois postop)	4,5 MPa	–
Ipavec et al., 1999	Méthode numérique « Ball cup model »	Au cours de la phase d'appui de la marche	3 MPa	–
Kumagai et al., 2003	Méthode numérique « Rigid body spring model »	Au cours d'un cycle de marche	22,4 MPa	–
Krebs et al., 1991	Expérience in vivo / prothèse instrumentée	Au cours d'un cycle de marche	3,69 MPa	–
Park et al., 1999	Expérience in vivo / prothèse instrumentée	Au cours d'un cycle de marche	5 – 6 MPa	–
Rushfeldt et al., 1981	Expérience in vivo / prothèse instrumentée	2250 N	11,1 MPa	3,72 MPa

† : Valeurs moyennées à partir de valeurs relevées pour plusieurs sujets ou pour plusieurs essais chez un même sujet.

II.7 Synthèse

Notre modèle éléments finis doit être un modèle volumique constitué d'éléments de type hexaèdre pour l'os spongieux et le cartilage, et d'éléments surfaciques de type coque pour l'os cortical.

La reconstruction du modèle doit s'effectuer à partir de l'imagerie d'un sujet (coupes physiques, scanner ou IRM). La géométrie tridimensionnelle des structures osseuses sera tout d'abord générée à partir de la segmentation manuelle effectuée à partir de l'imagerie. Le maillage sera ensuite créé de manière semi-automatique.

Quatre types de matériaux seront différenciés : l'os cortical, l'os spongieux, l'os souschondral et le cartilage. Une loi de comportement élastique linéaire isotrope simulera le comportement de l'os (os cortical, os spongieux, os souschondral). Une loi de comportement hyperélastique Néo-hookéenne sera utilisée pour décrire le comportement du cartilage dans le domaine des grandes déformations.

Les caractéristiques suivantes sont choisies parmi les valeurs utilisées dans la littérature pour caractériser le comportement mécanique des différents matériaux en présence :

- Os cortical : $E_{cortical} = 17 \text{ GPa}$ $\nu_{cortical} = 0,3$
- Os spongieux : $E_{spongieux} = 600 \text{ MPa}$ $\nu_{spongieux} = 0,2$
- Os souschondral : $E_{souschondral} = 2 \text{ GPa}$ $\nu_{souschondral} = 0,3$
- Cartilage : $E_{cartilage} = 10 \text{ MPa}$ $\nu_{cartilage} = 0,4$

Le chargement sera implémenté sous la forme de la réaction articulaire appliquée au centre de l'articulation de la hanche. La détermination du chargement est décrite en détail dans le chapitre 2.

La validation des résultats obtenus pour la répartition des pressions de contact au sein de l'articulation s'effectuera à l'aide des résultats expérimentaux fournis dans la littérature et par comparaison avec les résultats obtenus à partir de modélisations précédentes.

III. Elaboration du modèle éléments finis

III.1 Reconstruction tridimensionnelle de l'os spongieux

Parmi les deux types de solutions envisagés pour la génération des géométries osseuses maillées, à savoir la génération directe du maillage à partir des *voxels* ou alors la segmentation suivie de la reconstruction 3D puis du maillage, nous optons pour la seconde méthode.

La reconstruction tridimensionnelle du fémur et du bassin est réalisée à partir des contours osseux du spongieux. Ces contours sont issus de la segmentation manuelle des données du projet *Visible Human Project*. Il s'agit d'un projet scientifique, dirigé par la *National Library of Medicine* des Etats-Unis, visant à produire des données d'imagerie médicale de l'ensemble du corps humain masculin (l'Homme visible) et féminin (la Femme visible) afin d'étudier l'anatomie humaine en 3D. Les corps utilisés pour cette expérience sont ceux d'un homme de 37 ans condamné à mort et d'une femme de 59 ans décédée d'une crise cardiaque et ayant fait don de son corps à la science. Sont disponibles des coupes scanners, des coupes IRM et les coupes physiques transverses photographiées correspondantes. Ces coupes physiques transverses sont réalisées à partir des corps congelés et découpés tous les millimètres pour l'homme, et tous les 0,33 millimètres pour la femme. Les lamelles sont ensuite photographiées une à une.

Notre modèle est élaboré à partir des coupes physiques transverses de la Femme visible (figure 1.9). Sa taille est de 1,72 m et son poids de 70 Kg.

La segmentation manuelle s'effectue avec le logiciel *Imod*[®] (figure 1.10). Les contours de l'os cortical et de l'os spongieux sont délimités manuellement environ tous les mm au niveau de l'épiphyse distale du fémur, tous les 5 mm le long de la diaphyse, tous les 0,5 mm au niveau de l'articulation de la hanche, puis tous les mm pour l'os coxal du bassin. La segmentation des limites osseuses est délicate dans certaines régions, en particulier au niveau de la hanche, et parfois sur certaines coupes du bassin. L'intervention d'un spécialiste chirurgien orthopédiste, le Pr. Jean-Paul CARRET, nous a permis de résoudre ces problèmes. Il nous a également aidé à différencier la limite peu évidente entre l'os spongieux et la moelle osseuse dans la diaphyse du fémur.

Le contour de deux barres métalliques insérées dans la glace est également dessiné. La reconstruction de ces deux barres de sections différentes permet de recalibrer les contours osseux entre eux dans l'espace 3D.

Ces contours sont ensuite exportés. Une simple routine permet de modifier le format pour pouvoir ouvrir le fichier contenant le nuage de points et le convertir en fichier *IGES*.

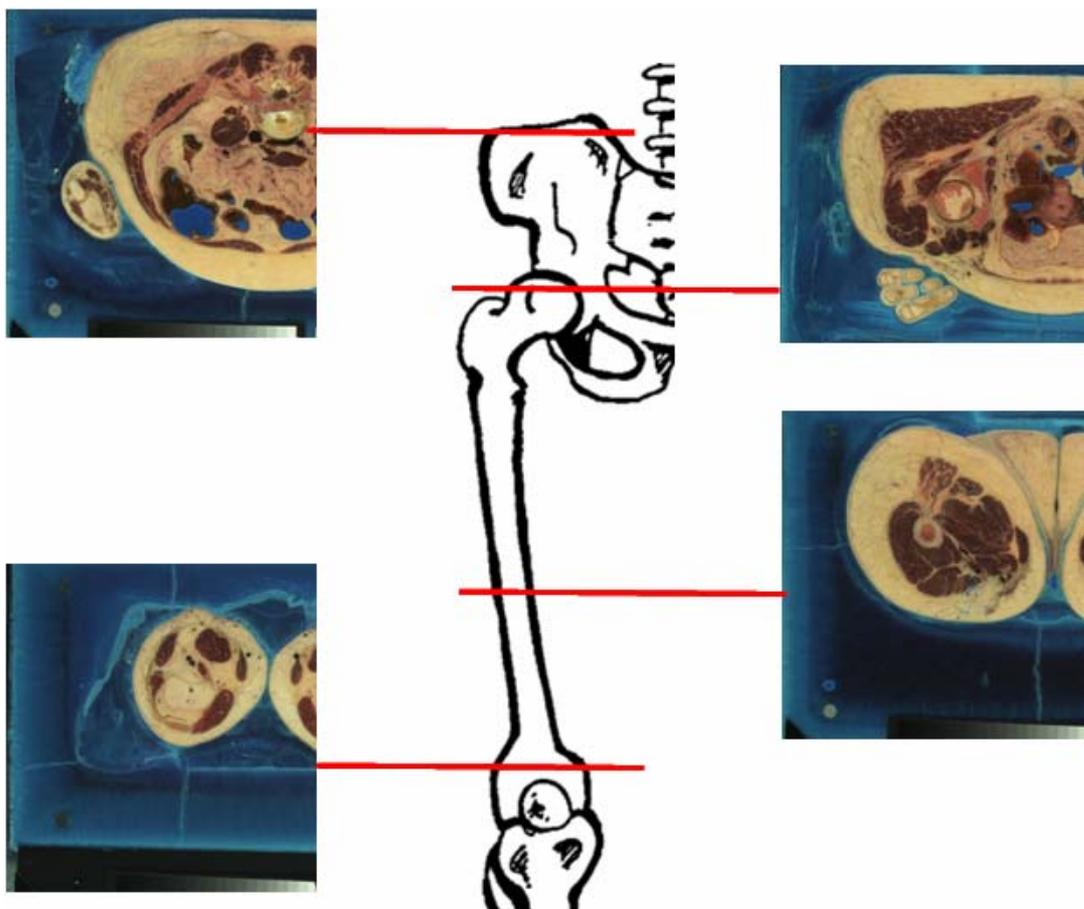


Figure 1.9 : Coupes physiques transverses (*Visible Human cross-sectional area*) de la Femme visible effectuées tous les 0,33 mm : visualisation de ces coupes au niveau du fémur et du bassin.

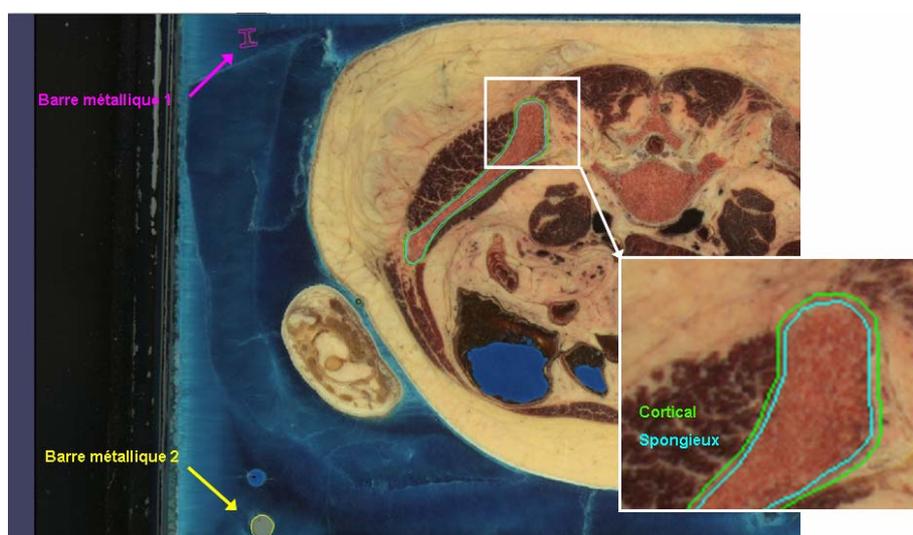


Figure 1.10 : Principe de la segmentation manuelle effectuée avec le logiciel *Imod*[®]. Les contours de l'os spongieux et de l'os cortical sont repérés. Le contourage des deux barres métalliques insérées dans la glace permet de recalibrer les coupes les unes par rapport aux autres dans l'espace 3D.

La reconstruction 3D du fémur et du bassin à partir des nuages de points est réalisée sous ProEngineer®. Des algorithmes de lissage sont disponibles et permettent d'obtenir des surfaces relativement lisses pour le fémur et le bassin. Ces surfaces permettent alors de reconstruire le volume tridimensionnel des structures osseuses. Les volumes sont exportés afin de pouvoir être maillés.

III.2 Maillage des géométries osseuses

III.2.1. Raffinement du maillage : étude de sensibilité

L'objectif de cette étude de sensibilité est de tester l'influence du raffinement du maillage sur le calcul de la répartition des pressions de contact à la surface du cartilage.

Pour cela, le contact entre le fémur et le bassin au sein de l'articulation de la hanche est simplifié et assimilé à un contact « sphère dans sphère ».

Les différents matériaux sont modélisés : l'os souschondral, l'os spongieux et le cartilage. Les propriétés mécaniques et les lois de comportement sont celles récapitulées au paragraphe II.7 de ce chapitre. Le coefficient de frottement est considéré comme étant négligeable. Une analyse non linéaire considérant un contact déformable et sans frottement est réalisée.

Les paramètres testés au cours des différentes simulations sont : la densité de maillage (figure 1.11) et le nombre d'éléments dans la couche de cartilage. Les résultats obtenus sont résumés dans le tableau 1.7.

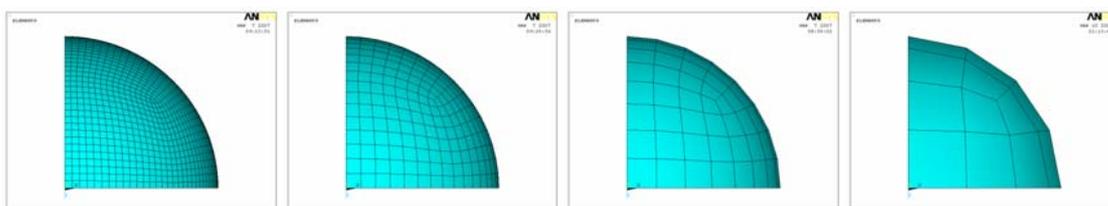


Figure 1.11 : Les différents raffinements testés lors de l'étude de sensibilité : A/ raffinement 1 ; B/ raffinement 2 ; C/ raffinement 3 ; D/ raffinement 4.

Au vu des pressions de contact maximales et des pressions de contact moyennes calculées, un trop grand nombre d'éléments n'améliore pas les résultats obtenus mais augmente considérablement les temps de calculs. Le raffinement 1 est par conséquent exclu.

Par ailleurs, un nombre d'éléments trop faible relatif à une densité de maillage grossière améliore nettement les temps de calculs mais fournit des résultats quelque peu différents des autres simulations. En conséquence, le raffinement 4 est également exclu.

Tableau 1.7 : Résultats obtenus pour les pressions de contact à la surface du cartilage en fonction du raffinement du maillage.

Raffinement	1	2			3		4
Nb éléments	32 128	4 208	4 832	5 456	808	976	176
Taille des éléments (mm)	1,13	2,25	2,25	2,25	4,5	4,5	10
Nb éléments dans l'épaisseur de cartilage	4	1	2	3	1	2	1
Pression maximale (MPa)	6,8	6,6	6,5	6,5	6,4	6,1	4,8
Pression moyenne (MPa)	3,4	3,4	3,3	3,3	3,3	3,2	2,9
Rayon de la surface de contact (mm)	20	20	20	20	22	22	23
Temps de calcul (sec)	8 100	300	330	360	20	20	10

Les raffinements 2 et 3 permettent de calculer des pressions de contact proches de celles calculées avec le raffinement 1 avec des temps de calculs beaucoup plus courts. Le raffinement 3 présente un bon compromis entre la qualité des résultats et le temps des calculs environ 15 fois inférieurs à ceux du raffinement 2. En conséquence, nous choisissons de mailler nos structures avec une taille d'éléments voisine de 4,5 mm.

Quant au nombre d'éléments dans l'épaisseur de cartilage, dans un souci de qualité du maillage nous choisissons de ne mettre qu'une couche d'éléments pour modéliser les cartilages articulaires. En effet, l'augmentation du nombre d'éléments dans l'épaisseur a pour conséquence la génération d'éléments très « aplatis ». Etant donné que l'on se trouve en compression, le fait de n'utiliser qu'un seul élément dans l'épaisseur de cartilage n'a que très peu d'influence sur le calcul des pressions de contact. L'influence du paramètre « nombre d'éléments dans l'épaisseur de cartilage » a été vérifiée avec les raffinements 2 et 3. Les résultats confirment l'hypothèse énoncée précédemment.

III.2.2. Principe du maillage semi-automatique des structures

Seules les parties de l'os coxal et du fémur proches de l'articulation sont maillées avec des éléments volumiques hexaédriques 8 nœuds. En effet, notre étude se focalise uniquement sur la répartition des pressions de contact au niveau de l'articulation. Les ailes iliaques, la diaphyse et l'épiphyse distale du fémur sont maillées avec des éléments surfaciques coques 4 nœuds.

La méthode utilisée pour le maillage est une méthode semi-automatique. La démarche suivie consiste à découper les parties de l'os que l'on veut mailler en une multitude de petits volumes à géométrie suffisamment simple pour pouvoir être maillés automatiquement par le logiciel

ANSYS®. Ainsi, la partie de l'os coxal englobant la région acétabulaire est découpée en une centaine de sous volumes et la partie du fémur incluant la tête fémorale en une cinquantaine de sous volumes. Le maillage volumique de l'os spongieux est ainsi généré (figure 1.12).

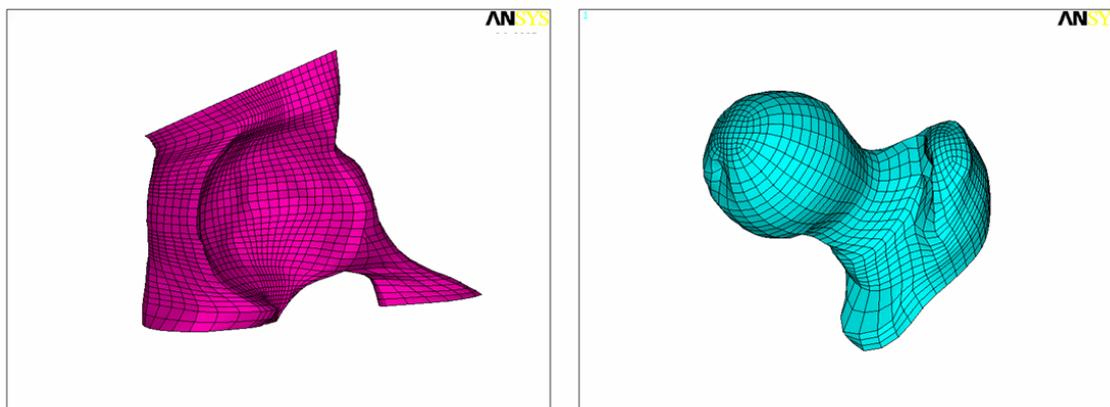


Figure 1.12 : Maillage volumique du spongieux autour du cotyle (à gauche et autour de la tête fémorale (à droite).

Le maillage de l'os cortical est généré automatiquement en utilisant des éléments coques 4 nœuds auxquels il est nécessaire d'affecter une épaisseur. La détermination des épaisseurs de cortical s'effectue à l'aide de la programmation de l'algorithme A1 décrit par la figure 1.13, utilisant les coordonnées des points issus du contourage manuel des limites externes de l'os spongieux et de l'os cortical. Le processus de détermination des épaisseurs de cortical permet d'affecter une épaisseur de cortical à un nœud, du bassin et du fémur, en fonction de ses coordonnées globales x et y, dans le plan des coupes transverses, et z verticalement. Lorsque la base de données d'épaisseurs d'os cortical est établie, l'algorithme A2 permet d'affecter à chacun des nœuds des éléments coques de l'os cortical, une épaisseur en fonction des coordonnées de ce nœud (figure 1.14). Ensuite, des épaisseurs moyennes d'os cortical sont déterminées par région du fémur et de l'os coxal. Ainsi, pour les régions qui nous intéressent, une épaisseur moyenne de 0,5 mm est affectée aux nœuds de la tête fémorale et une épaisseur moyenne de 1,9 mm est affectée aux nœuds du cotyle.

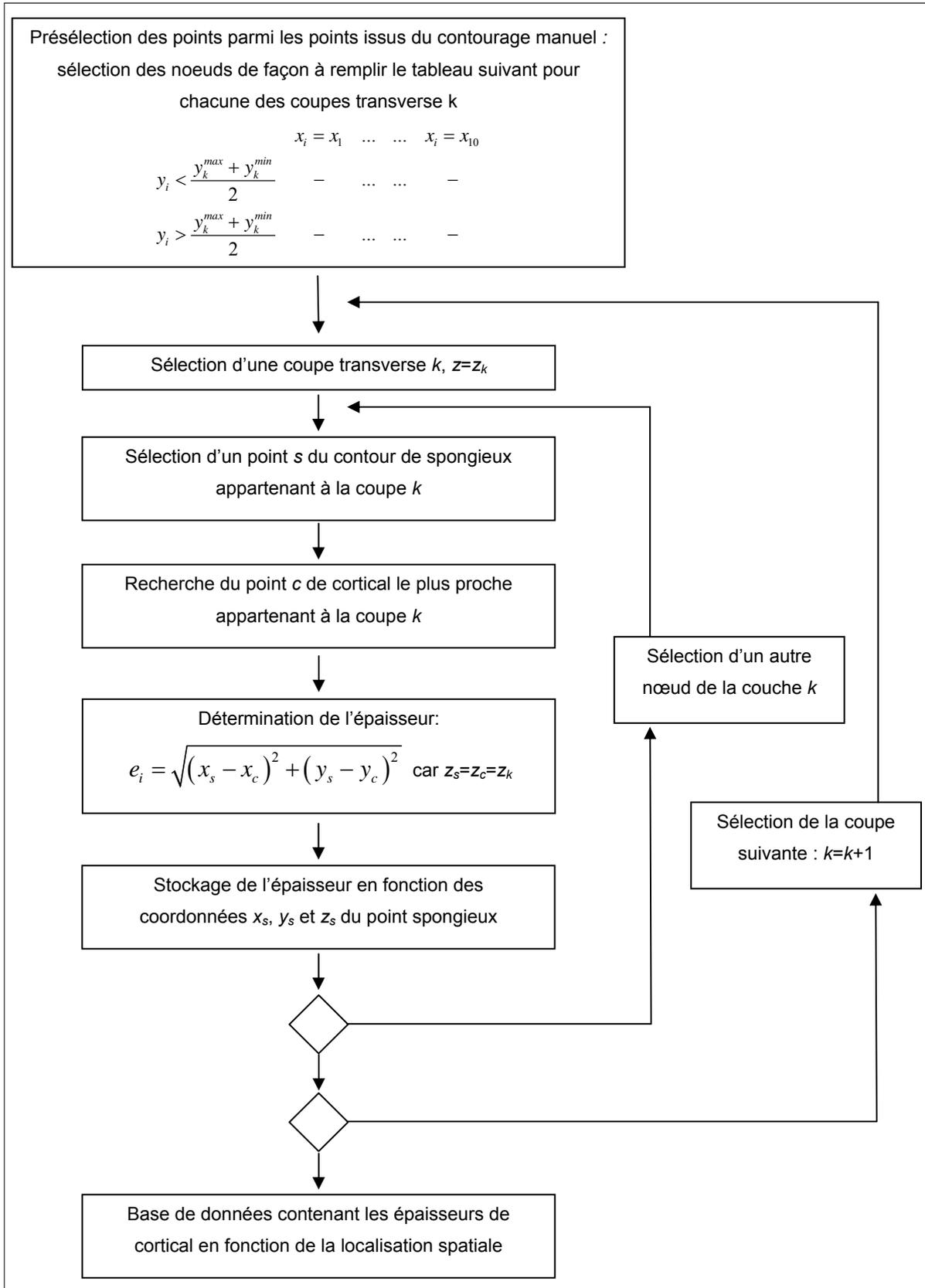


Figure 1.13 : Algorithme A1 de recherche des épaisseurs d'os cortical appliqué au fémur et au bassin. Toutes les coordonnées sont exprimées dans le repère global des coupes transverses R_g .

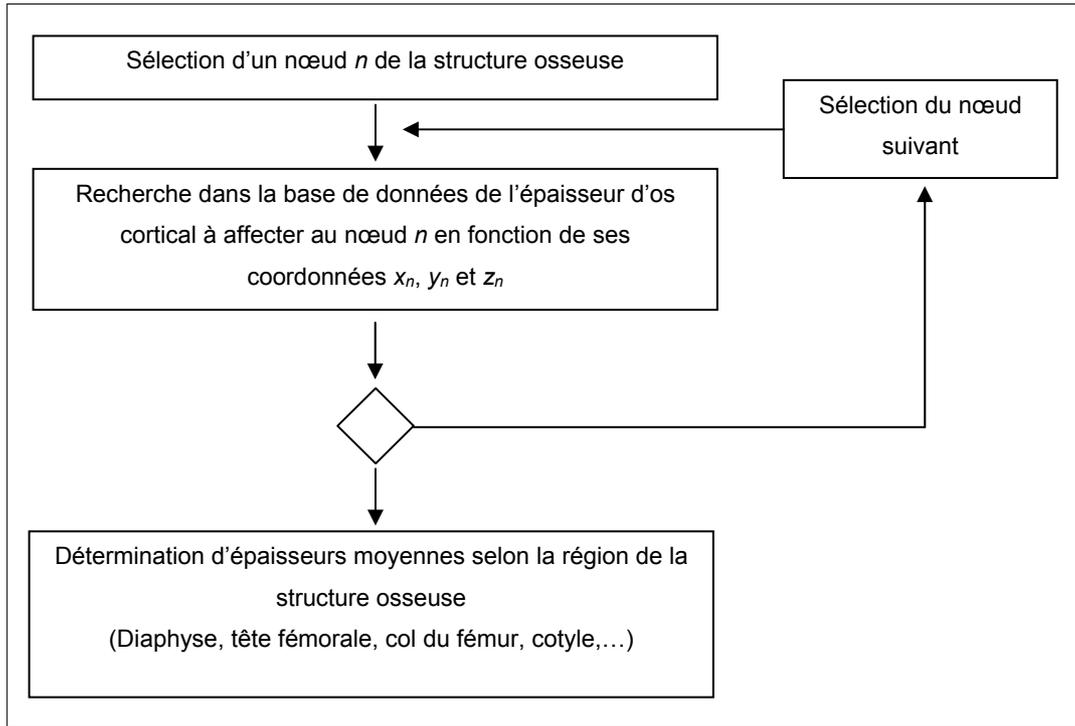


Figure 1.14 : Algorithme A2 d'affectation des épaisseurs d'os cortical aux nœuds du fémur et du bassin. Toutes les coordonnées sont exprimées dans le repère global des coupes transverses R_g .

Les éléments hexaédriques 8 nœuds du cartilage sont générés en projetant les nœuds des éléments quadrangulaires de l'os cortical sur deux sphères concentriques centrées sur la tête fémorale pour créer respectivement le cartilage de la tête fémorale et le cartilage de l'acetabulum. Les paramètres de l'équation de chaque sphère sont calculés par optimisation. On détermine l'équation des sphères passant au mieux par tous les nœuds de la tête fémorale puis par tous les nœuds du cotyle. Pour cela, il suffit de minimiser la fonction suivante :

$$\sum_{i=1}^N \left((x_i - S(1))^2 + (y_i - S(2))^2 + (z_i - S(3))^2 - (S(4))^2 \right)$$

où N est le nombre de nœuds du fémur ou du cotyle selon l'équation de sphère que l'on recherche, $(x_i, y_i, z_i)_{R_g}$ sont les coordonnées du nœud i et \mathbf{S} est le vecteur que l'on cherche à déterminer en minimisant la fonction. La sphère que l'on détermine a pour rayon $S(4)$ et est centrée au point $C(S(1), S(2), S(3))_{R_g}$. Toutes les coordonnées sont exprimées dans le repère global R_g des coupes transverses.

L'optimisation permet de déterminer le centre et les rayons des sphères des limites corticales de la tête fémorale et du cotyle. L'évaluation des rayons des sphères de cartilage est réalisée de manière à obtenir une répartition des épaisseurs de cartilage en accord avec les cartographies d'épaisseurs de cartilage fournies dans la littérature (Kurrat et Oberländer, 1978 ;

Eckstein et al., 1997 ; Adam et al., 1998 ; Shepherd et Seedhom, 1999 ; McGibbon et al., 2003 ; Mechlenburg et al., 2007). Toutes ces cartographies, obtenues de manière expérimentale, s'accordent sur les résultats suivants : le cartilage est plus épais sur la partie supérieure de la tête fémorale et sur la partie supérieure du toit du cotyle.

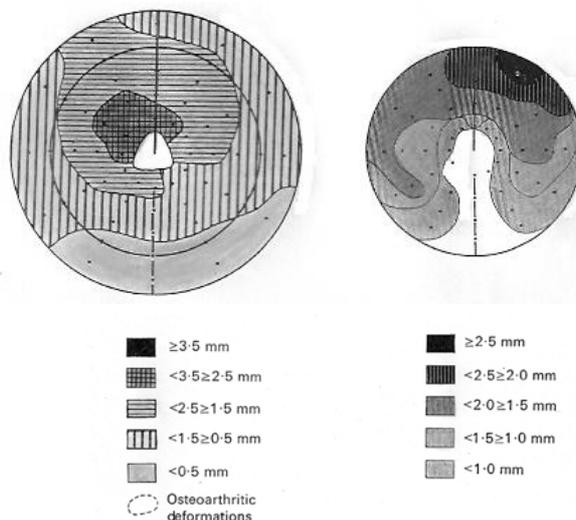


Figure 1.15 : Epaisseurs moyennes de cartilages à la surface de la tête fémorale (à gauche) et dans le cotyle (à droite) d'après Kurrat et Oberländer (1978).

Kurrat et Oberländer (1978) (figure 1.15) trouvent en moyenne (mesures effectuées pour 5 sujets) des épaisseurs maximales supérieures à 3,5 mm sur la tête fémorale près de l'insertion du ligament rond et supérieures à 2,5 mm dans la partie antéro-supérieure du toit du cotyle. Eckstein et al. (1997) évaluent des épaisseurs de cartilages maximales dans les mêmes zones de 2,8 mm sur la tête fémorale et 3,6 mm dans le cotyle (mesures effectuées pour 2 sujets). Adam et al. (1998) précisent que les épaisseurs les plus importantes qu'ils mesurent au niveau de l'articulation de la hanche sont aux alentours de $2,6 \pm 0,36$ mm et que l'épaisseur moyenne calculée est de $1,3 \pm 0,17$ mm. Shepherd et Seedhom (2006) relèvent, pour 11 hanches cadavériques, des épaisseurs maximales moyennes entre 1,41 et 2,25 mm sur la tête fémorale et entre 1,29 et 2,25 mm dans le cotyle. Enfin, Mechlenburg et al., (2007) mesurent l'épaisseur du cartilage en utilisant trois méthodes différentes. Selon la méthode, l'épaisseur moyenne de cartilage est comprise entre 1,15 et 1,46 mm au sein du cotyle et entre 1,18 et 1,78 mm sur la tête fémorale. Tous ces résultats témoignent d'une grande variabilité des épaisseurs de cartilage selon les individus et la méthode utilisée pour effectuer la mesure. En conséquence, pour modéliser notre cartilage, nous décidons de tenir compte : d'une part, de manière évidente, de l'espace disponible entre la tête fémorale et le cotyle ; et d'autre part de la tendance générale suivant laquelle les épaisseurs de cartilage sont plus importantes dans la partie supérieure de la tête fémorale, près de l'insertion du ligament rond, et dans la partie supérieure du toit du cotyle.

Les épaisseurs moyennes de cartilage relevées dans notre modèle sont de 1,2 mm dans le cotyle et 1,8 mm à la surface de la tête fémorale. Conformément aux mesures réalisées dans la littérature, les épaisseurs maximales sont situées sur la partie supérieure de la tête fémorale et dans la partie supérieure du toit du cotyle.

Le résultat du maillage volumique obtenu pour le cartilage à la surface du cotyle et de la tête fémorale est présenté sur la figure 1.16.

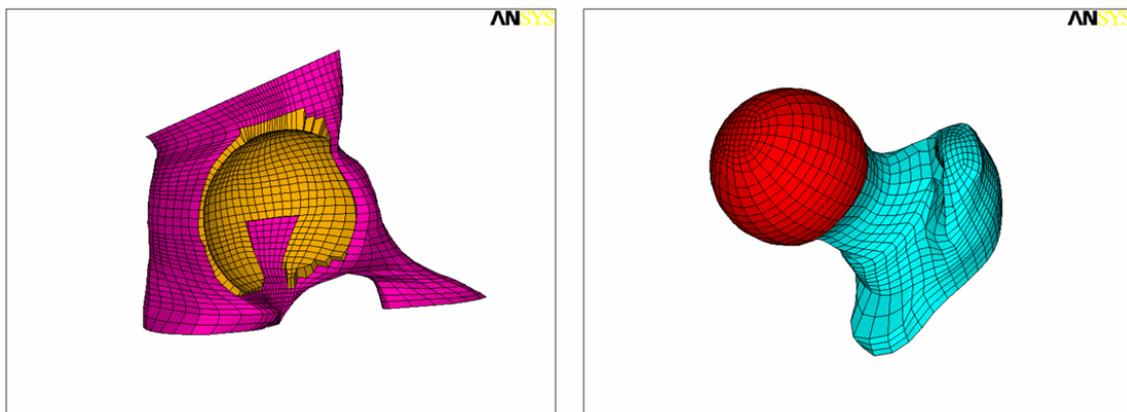


Figure 1.16 : Maillage volumique du cartilage du cotyle (à gauche) et du cartilage de la tête fémorale de la tête fémorale (à droite).

Par ailleurs, pour compléter le modèle, la partie inférieure du bassin, au niveau du trou obturateur, les ailes iliaques du bassin et la diaphyse du fémur sont maillées avec des éléments surfaciques (figure 1.17).

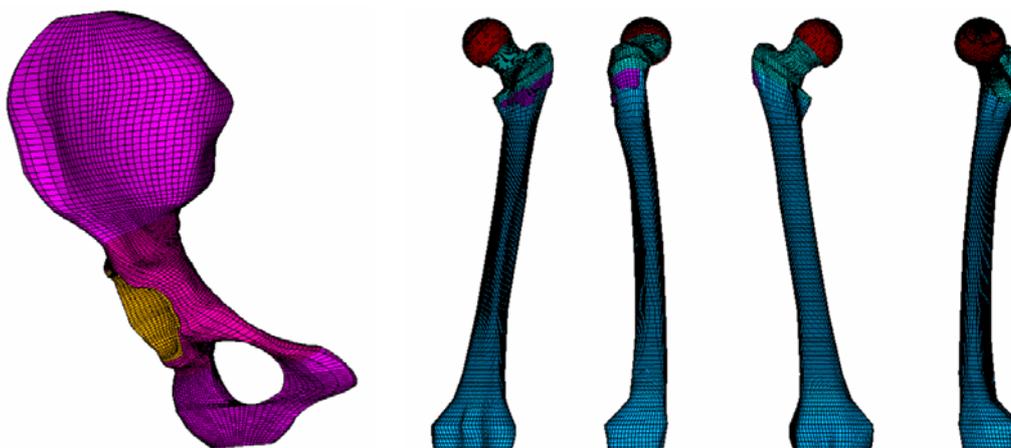


Figure 1.17 : Modèle générique complet du bassin et du fémur.

Dans notre modélisation, seules les parties proches de l'articulation de la hanche sont prises en considération et mises à l'échelle.

III.3 Mise à l'échelle du modèle

Pour adapter le modèle éléments finis générique à la morphologie du sujet étudié, plusieurs méthodes ont été envisagées.

La plus simple consiste à appliquer un même facteur de correction à toutes les dimensions du modèle. Ce facteur est calculé en effectuant le rapport entre la taille du sujet étudié et la taille du sujet utilisé pour le développement du modèle éléments finis (Beillas et al., 2004).

Le « mesh-matching » (Couteau et al., 2000) est une technique développée pour déformer le maillage à partir de l'utilisation de données collectées pour le sujet étudié, au moyen de l'imagerie médicale (scanner, IRM, échographie). Une procédure de recalage élastique local (Szeliski et Lavallée, 1996) permet de conformer le maillage générique vers la morphologie du patient. Pour pouvoir utiliser le maillage ainsi déformé dans une analyse éléments finis, une procédure de correction est mise en œuvre pour rendre le maillage plus régulier. Pour chaque élément du maillage, un algorithme de correction est utilisé, basé sur la non singularité de la matrice jacobienne qui définit le passage entre l'élément de référence et l'élément déformé. Cette méthode donne de très bons résultats mais sa mise en œuvre est délicate et n'est pas immédiate.

Dans le même esprit, le krigeage (Trochu, 1993 ; André et al., 1996 ; Besnault, 1999 ; Poncet et al., 1999 ; Carrier et al., 2005) est également une méthode utilisée pour déformer des maillages génériques à partir de la définition d'une fonction de krigeage calculée à partir de la mesure de points de contrôle. Le krigeage est une méthode d'interpolation qui généralise la méthode des moindres carrés en permettant au modèle de passer par les points de mesure. Cette méthode est simple à manipuler et facile à généraliser. L'inconvénient de cette méthode est que le nombre de points de contrôle doit être suffisamment important pour obtenir un résultat acceptable. Par exemple, Besnault (1999) mesure 57 points de contrôle pour kriger un demi bassin.

D'autres méthodes sont proposées dans la littérature (Lew et Lewis, 1977 ; Lewis et al., 1980 ; Sommer et al., 1982 ; Kepple et al., 1994), basées également sur la mesure de points de contrôle. D'une manière générale, dans notre cas, toutes ces méthodes basées sur la mesure de points de contrôle sont difficilement applicables. En effet, nous n'avons pas accès à la mesure de points de contrôle internes à moins d'utiliser l'imagerie médicale. Seuls des points anatomiques externes sont mesurables, en nombre limité.

Pour mettre notre modèle éléments finis générique à l'échelle du sujet étudié, nous décidons tout simplement d'appliquer le même facteur de correction à toutes les dimensions du modèle. Même si le modèle osseux n'est pas celui du sujet, les structures osseuses modélisées possèdent le même gabarit et sont donc adaptées au chargement que nous appliquons.

CHAPITRE 2

DETERMINATION DE L'ETAT DE CHARGEMENT DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE

Comme nous l'avons vu précédemment, le chargement implémenté dans les modèles éléments finis par la plupart des auteurs (Brown et DiGioia 1984 ; Duda et al., 1998 ; Wei et al., 2005 ; Bachtar et al., 2006 ; Russel et al., 2006) est la réaction de contact articulaire agissant au centre de l'articulation de la hanche. Après une description de l'anatomie fonctionnelle de la hanche, ce deuxième chapitre détaille l'approche utilisée pour l'estimation du chargement de l'articulation. L'analyse du mouvement permet le calcul des données cinématiques et dynamiques à partir des mesures expérimentales. A partir de ces données, un modèle musculo-squelettique développé au laboratoire par Doriot et Chèze (Doriot et Chèze, 2004), associant une méthode de dynamique inverse et d'optimisation statique, permet de déterminer à chaque instant au cours du mouvement les efforts musculaires mis en jeu par les muscles croisant l'articulation de la hanche. L'évaluation des forces développées par les muscles de la hanche permet de calculer la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin. C'est cette réaction qui est ensuite implémentée dans le modèle éléments finis afin de simuler le comportement mécanique de la hanche.

I. Description fonctionnelle de l'articulation de la hanche

I.1 Mouvement

Une des particularités de l'articulation de la hanche est qu'elle parvient à concilier les impératifs contradictoires que sont la mobilité et la stabilité (Kapandji, 1999). Il s'agit d'une articulation dite de type synoviale sphéroïde ou articulation « rotule » qui autorise les mouvements dans les trois directions de l'espace. Elle a pour fonction d'orienter le membre inférieur dans toutes ces directions, et est très bien adaptée à la position debout. Ses mouvements demeurent toutefois d'amplitude limitée (tableau 2.1).

Tableau 2.1 : Amplitudes maximales observées pour les mouvements de l'articulation de la hanche. Ces amplitudes varient quelque peu d'un individu à l'autre.

Plan sagittal		Plan frontal		Plan horizontal	
Flexion	Extension	Abduction	Adduction	Rotation interne	Rotation externe
Jambe tendue : 90°	10° - 20°	30 - 45°	30° - 40°	30°	60°
Genou fléchi : 140°	Genou fléchi : 30°				

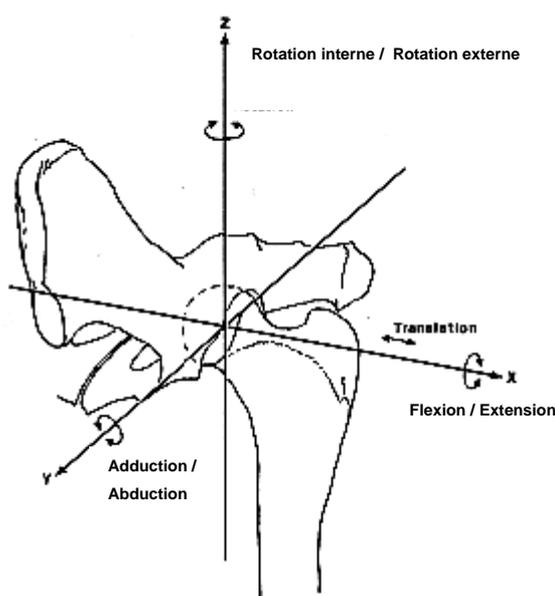


Figure 2.1 : Mouvements de la hanche autour des trois axes anatomiques : flexion/extension autour de l'axe médio-latéral ; adduction/abduction autour de l'axe antéro-supérieur ; rotation interne/rotation externe autour de l'axe vertical (d'après www.pennhip.org).

Rappelons que les différents axes et plans anatomiques associés au corps humain sont détaillés dans l'annexe 1.

Le mouvement qui rapproche les faces antérieures de la cuisse et du tronc, réalisé dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral, est la flexion (figure 2.2 (1, 2, 3, 4)) (Kapandji, 1999). L'amplitude de flexion est d'autant plus importante que le genou est fléchi. En effet, la hanche fléchit de 90° lorsque le genou est en extension, et de 120° lorsque le genou est en flexion. La flexion de la hanche est maximale en position génu-posturale, l'amplitude de flexion de la hanche atteint alors 140°.

A l'inverse, dans le même plan et autour du même axe, l'extension rapproche les faces postérieures du tronc et de la cuisse (figure 2.2 (5, 6, 7, 8)) (Kapandji, 1999). L'extension de la hanche est limitée à 10 - 20° lorsque la jambe est tendue et est majorée à 30° lorsque le genou est fléchi. La limitation du mouvement est osseuse par le bord postérieur du cotyle, ligamentaire sous l'action des ligaments sous tension et musculaire en raison de la résistance des muscles fléchisseurs.

Lorsque la cuisse se déplace vers l'intérieur, dans le plan frontal autour de l'axe antéro-postérieur, l'articulation effectue un mouvement d'adduction (figure 2.2 (11, 12)) (Kapandji, 1999). L'adduction de la hanche, talon contre talon, est impossible. L'adduction s'effectue soit en flexion devant l'autre jambe en avant du plan frontal, soit en extension derrière l'autre jambe en arrière du plan frontal. On parle alors d'adduction en flexion ou d'adduction en extension. Quel que soit le type d'adduction, l'amplitude maximale observée en général est de l'ordre de 30 à 40°.

L'abduction rapproche les faces externes de la cuisse et du tronc (figure 2.2 (9, 10)) (Kapandji, 1999). L'abduction unilatérale de la hanche n'est pas possible. Lorsque l'on se tient sur un pied et que l'on écarte l'autre pied, on effectue deux abductions. Il est impossible d'écarter volontairement une seule jambe car l'équilibre du corps est réparti sur les deux jambes. L'abduction, en position de rotation nulle ou interne, ne dépasse pas 45° car la partie supérieure de la tête fémorale bute sur le toit du cotyle.

Les mouvements rotateurs de la hanche sont observés dans le plan horizontal autour de l'axe vertical (figure 2.2 (13, 14)) (Kapandji, 1999). La rotation interne oriente le pied en dedans et la rotation externe l'oriente en dehors. L'amplitude de la rotation externe est plus importante (60°) que celle de la rotation interne (30°). Les limitations des mouvements de rotation de la hanche sont osseuses par le bord postérieur du cotyle, ligamentaires car les ligaments antérieurs sont sous tension et musculaires en raison de la résistance musculaire.

La circumduction résulte d'une combinaison de ces différents mouvements élémentaires (figure 2.2 (15)) (Kapandji, 1999). Pour réaliser ce mouvement, il suffit de dessiner un cercle avec le pied.

La position d'instabilité maximale de la hanche est lorsque l'on croise une jambe sur l'autre genou fléchi. On observe alors une combinaison de flexion – adduction – rotation externe de hanche. La position de stabilité maximale de la hanche est lorsqu'elle se trouve en extension jambe tendue.



Figure 2.2 : Mouvements de la hanche autour des trois axes anatomiques : flexion (1, 2, 3, 4)/extension (6, 7, 8, 9) autour de l'axe médio-latéral ; adduction (11, 12)/abduction (9, 10) autour de l'axe antéro-postérieur ; rotation interne (13)/rotation externe (14) autour de l'axe vertical ; mouvement de circumduction (15). (D'après Kapandji, 1999).

I.2 Transfert des efforts

L'articulation de la hanche est l'articulation proximale du membre inférieur. Sur le plan biomécanique, son rôle est de supporter le poids du corps. Elle transfère les efforts, essentiellement ceux de pesanteur, au membre inférieur. Ce transfert est très largement étudié dans la littérature (Miles et al., 1983 ; Oonishi et al., 1983 ; Dalstra et al., 1993 ; Widmer et al., 2002 ; Kaku et al., 2004). En effet, la répartition du poids du corps est très différente selon que l'on se tient sur ses deux pieds ou que l'on est en appui unipodal. Comprendre comment s'effectue ce transfert dans les différentes situations est essentiel pour traiter les diverses pathologies de l'articulation de la hanche et élaborer des prothèses performantes.

En terme d'angulation, l'angle cervico-diaphysaire et l'angle d'antéversion du fémur jouent un rôle important dans la transmission des efforts. Kaku et al. (2004) ont montré que l'inclinaison du bassin dans le plan frontal est également primordiale pour un transfert optimal alors que l'orientation de la cavité cotyloïdienne vers l'avant dans le plan sagittal n'a que très peu d'influence.

I.3 Comportement au cours de la marche

Même si l'homme valide marche sans réfléchir à l'exécution du mouvement, marcher est une activité complexe et difficile. Parmi les mammifères marcheurs bipèdes, l'homme est le seul à adopter l'attitude érigée comme sa position naturelle. Au cours de son évolution, la bipédie verticale de l'homme le rend disponible pour des activités nouvelles, réceptrices et effectrices (Briand et Bonnel, 1994). D'après Briand et Bonnel (1994), la bipédie de l'homme a été rendue possible grâce à certaines évolutions du squelette et de la musculature. Au niveau du membre inférieur, le bassin s'est élargi ; les muscles fessiers se sont développés : le grand fessier recouvre toute la face postérieure du bassin, le fessier antérieur perd son indépendance et se soude au petit fessier ; dans la région sus-pubienne, le muscle pyramidal apparaît.

La marche est le déplacement de l'ensemble du corps dans le plan horizontal consécutif à des mouvements de rotations des différents segments corporels. La marche est constituée d'une activité alternée des membres inférieurs, caractérisée par une succession de doubles appuis et d'appuis unilatéraux et un maintien de l'équilibre dynamique. Contrairement à la course, l'appui est uniquement podal, à chaque instant, au moins un pied reste en contact avec le sol.

Le cycle de la marche (figure 2.3) comporte essentiellement deux phases : la phase d'appui, période de double appui antérieur de réception suivie d'un appui monopodal (images 1 à 7 pour le membre droit), et la phase oscillante (images 8 à 10 pour le membre droit). Dans la suite, même si d'autres muscles interviennent pendant la marche, nous nous intéressons exclusivement à l'activité des muscles croisant l'articulation de la hanche.

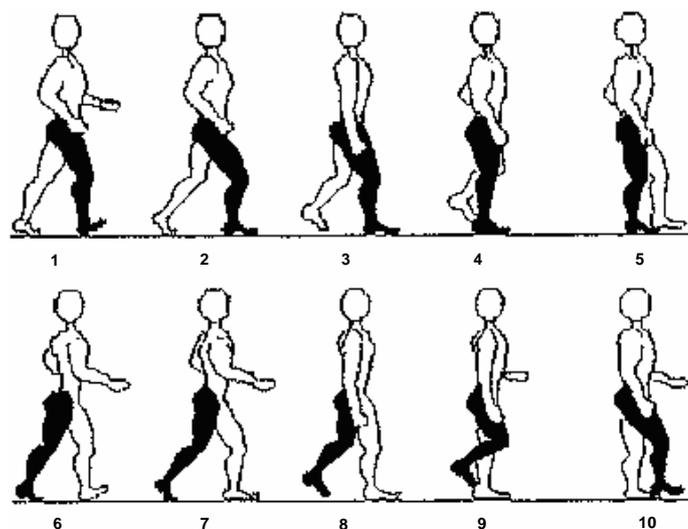


Figure 2.3 : Le cycle de la marche (D'Angeli-Chevassut et Gaviria, 1994) : 1/ attaque du talon ; 2/ double appui antérieur de réception ; 3-4-5/ appui unilatéral portant ; 6-7/ double appui postérieur d'élan ; 9-10/ phase oscillante.

La phase d'appui de la marche représente 60% du cycle de marche. Elle débute par l'attaque du talon qui dure environ 2% du cycle. Le membre, qui passe d'avant en arrière, en recevant le poids du corps, absorbe l'énergie cinétique ainsi constituée : la hanche et le genou se fléchissent de quelques degrés lors du contact talonnier. Ainsi, le muscle grand fessier contrôle le moment de flexion produit au niveau de la hanche par les forces de réaction au sol. Dans le même temps, les ischio-jambiers (biceps femoris, semi-tendineux et semi-membraneux) freinent l'hyper extension du genou et agissent également sur le moment de flexion de la hanche.

La deuxième étape (figure 2.4) est la mise en charge du membre inférieur et représente 10% du cycle. Au cours de cette période qui constitue la phase d'appui de réception, le corps bascule, dans un premier temps, du côté du membre recevant le poids du corps, puis le bassin passe de la position oblique à la position transverse. Il est stabilisé latéralement par les muscles petit et moyen fessiers et le tenseur du fascia lata. Ainsi, les muscles agissant pour favoriser l'avancée du membre inférieur et stabiliser les articulations sont : les ischio-jambiers, qui de par leur contraction concentrique déverrouillent le genou ; le biceps femoris, qui contrôle la flexion du genou et absorbe les contraintes ; le droit antérieur, qui tend à fléchir la hanche ; le grand fessier et le tenseur du fascia lata, qui agissent en tant qu'extenseurs de la hanche ; le grand adducteur, qui met le bassin en rotation interne ; le moyen fessier, qui par une contraction excentrique stabilise latéralement le bassin.

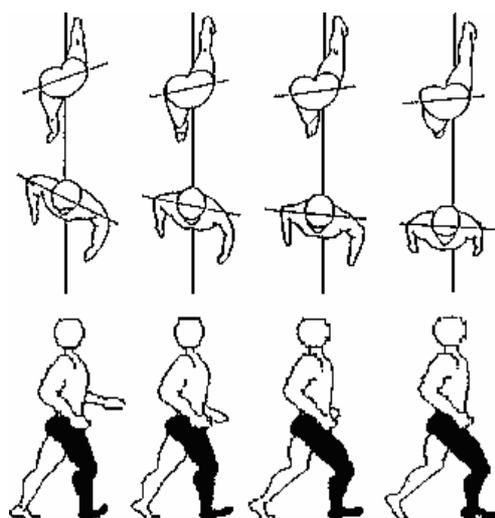


Figure 2.4 : La phase d'appui antérieure de réception (D'Angeli-Chevassut et Gaviria, 1994).

La troisième étape (figure 2.5) correspond au milieu de la phase d'appui et se déroule entre 10 et 30% du cycle. Il s'agit de la phase d'appui monopodal. Le poids du corps passe sur le pied stable au fur et à mesure de la flexion dorsale de cheville. Le corps est alors en équilibre dans les trois plans de l'espace. Le grand fessier n'agit plus lorsque le vecteur des forces de réaction au sol passe en arrière de la hanche. Sagittalement, la hanche, qui était fléchie, se redresse et s'étend. Le genou fléchit, puis se redresse.

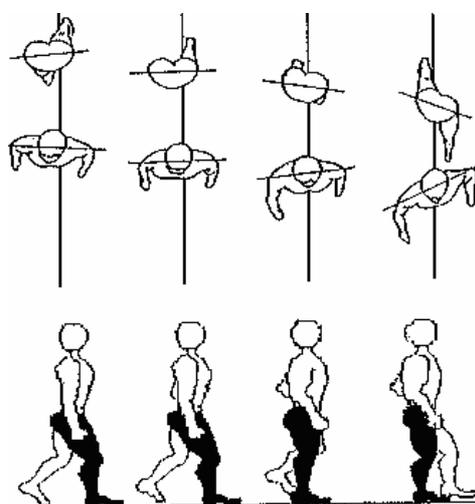


Figure 2.5 : La phase d'appui monopodale (D'Angeli-Chevassut et Gaviria, 1994).

La quatrième étape (figure 2.6) est celle de la phase terminale de l'appui et se déroule entre 30 et 50% du cycle. Elle se caractérise par le lever du talon qui quitte le sol. Le but de cette étape est de produire une accélération et une longueur de pas suffisantes. Le membre situé en arrière propulse le corps qui s'incline vers l'avant dans le plan sagittal. La hanche continue son extension progressive sous l'action des fessiers et des ischio-jambiers.

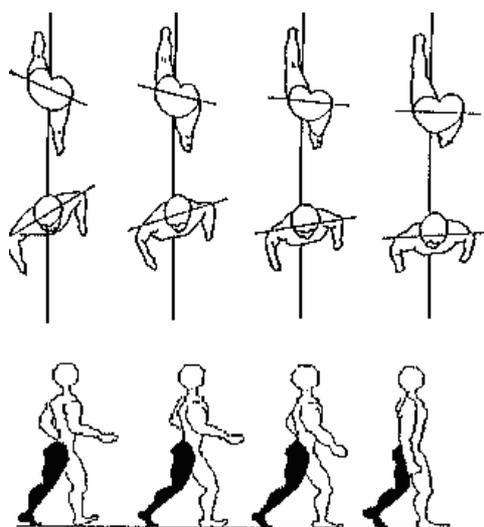


Figure 2.6 : La phase d'appui postérieure d'élan (D'Angeli-Chevassut et Gaviria, 1994).

La dernière étape de la phase d'appui de la marche est la phase pré-oscillante qui se déroule entre 50 et 60% du cycle. Elle est caractérisée par le décolllement des orteils du sol. Pendant cette période, la hanche initie sa flexion sous l'action du droit antérieur.

II. Analyse du mouvement

II.1 Historique de l'étude des mouvements humains et de la marche

«Il est impossible pour n'importe quelle mémoire de retenir tous les aspects et les changements des parties du corps humain» : C'est ainsi que Leonardo Da Vinci (1452-1519) a formulé la complexité des mouvements du corps et l'incapacité de l'homme à les percevoir correctement (Bonnefoy, 2006).

Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), un contemporain d'Isaac Newton, l'artisan des trois grandes lois de la mécanique, est considéré comme le père de la biomécanique que nous connaissons aujourd'hui. Ses travaux sur la locomotion humaine et animale sont le point de départ de l'analyse du mouvement. Dans son ouvrage « De Motu Animalum » (1685), il s'appuie sur les principes mécaniques de Galilée, en posant comme hypothèse que le corps humain est soumis aux mêmes lois que celles des objets inanimés, pour décrire et expliquer les mouvements. Il est également le premier à décrire le déplacement du centre de gravité pendant la marche.

Dans la première moitié du XIX^{ème} siècle, les frères Wilhelm et Edward Weber initient l'étude scientifique moderne de la mécanique de la marche. Ils définissent les différentes phases de la marche et mesurent l'inclinaison du tronc lors de ces phases, la longueur du pas, etc ... Suite à ces travaux, ils publient en 1836 un traité très détaillé dont plusieurs faits scientifiques établis alors tiennent encore aujourd'hui.

Deux siècles après les travaux précurseurs de GA Borelli, le premier à décomposer un mouvement est un photographe américain, Eadweard Muybridge (1830-1904). A l'aide de plusieurs appareils photographiques alignés le long d'une piste de course, il démontre que le cheval au galop lève ses

quatre fers en même temps pendant la phase dite de suspension (figure 2.7 (A)). Il s'intéresse par la suite aux mouvements humains : la marche, la course, la montée d'escaliers, le lancer de javelot, le saut en hauteur ou encore le saut en longueur.

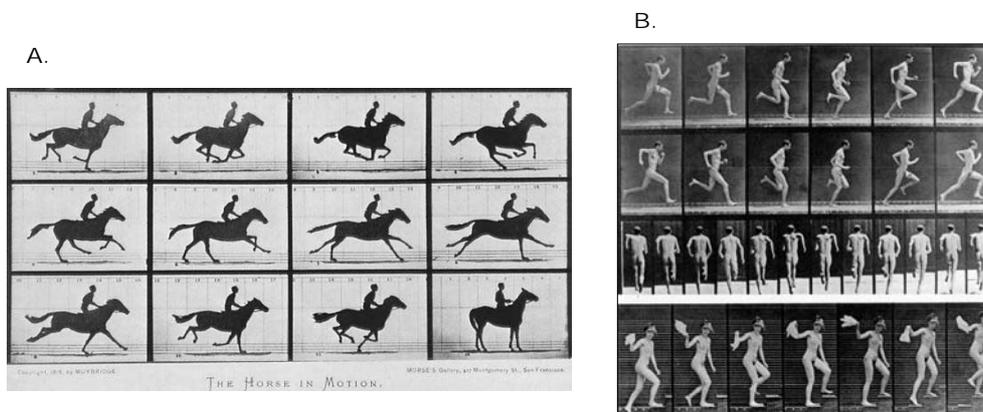


Figure 2.7 : A : Cheval au galop (E Muybridge, 1878) ; B : Photographies de mouvements humains (E Muybridge, 1885).

Entre les années 1880 et 1905, une véritable étude scientifique et expérimentale des mouvements du corps humain est réalisée de façon extrêmement complète par Etienne-Jules Marey (1830-1904) et son collaborateur Georges Demeny (1850-1917). Ils s'intéressent au mouvement, tel que le caractérisent déplacement, vitesse et accélération (Marey, 1884 ; Demeny, 1903 ; Demeny, 1905). La chronophotographie (à l'origine de la cinématographie), inventée par EJ Marey, est une technique cinématique basée sur la détection du déplacement. EJ Marey s'inspire des travaux du photographe américain E Muybridge pour détecter et enregistrer la position instantanée d'animaux et d'hommes en mouvement. En quelques années seulement, de nombreuses améliorations sont apportées : le déplacement est d'abord rendu par des silhouettes puis par des épures géométriques (figures 2.7 (B) et 2.8). En effet, EJ Marey et G Demeny utilisent un costume noir avec des lignes blanches pour mieux interpréter et quantifier les séquences du mouvement en introduisant la notion de *segments corporels rigides* à la base des études actuelles. Ce nouveau mode d'investigation inaugure une voie nouvelle pour la recherche sur l'analyse quantitative ultérieure des vitesses, des accélérations et par conséquent de toutes les variables dynamiques. D'ailleurs, dans la même période, EJ Marey et G Demeny conçoivent et réalisent la première plateforme de force de l'histoire de la biomécanique, la « table dynamométrique » encore appelée « plateforme dynamographique » ou « dynamographe ». Il s'agit d'un sol de mesure permettant d'enregistrer les actions qui y sont exercées par un sujet au repos ou en mouvement. Autrement dit, ce dispositif mesure les forces de réaction au sol, et donc l'effet global des actions musculaires, pour autant que les forces extérieures appliquées au sujet se limitent à son poids, ainsi qu'à la réaction du sol (Bouisset, 2005).

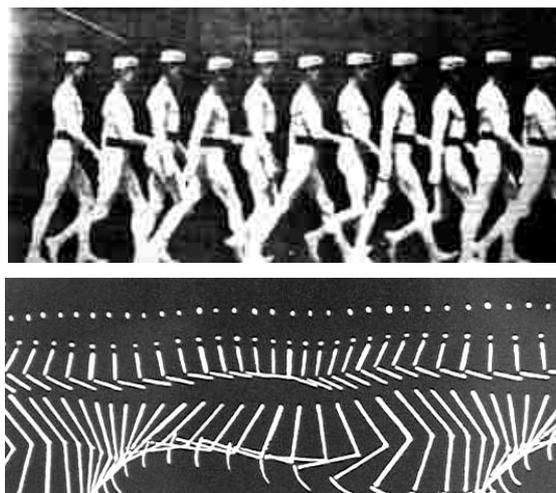


Figure 2.8 : A : La marche de l'homme (EJ Marey, 1880) ; B : enregistrement du mouvement d'un coureur en costume noir avec des bandes brillantes (EJ Marey, chronophotographie partielle, 1883).

A la fin du XIX^{ème} siècle, en utilisant les techniques initiées par EJ Marey et ses collaborateurs, pour repérer à chaque instant la direction des segments corporels, Braune et Fisher, deux scientifiques allemands, obtiennent des données tridimensionnelles sur le mouvement. A partir de ces données expérimentales, ils déterminent les forces résultantes et les moments entre les différents segments du corps en utilisant les lois newtoniennes. Braune et Fisher s'imposent alors comme les pionniers de l'application des principes de la mécanique moderne à l'étude de la locomotion (Cavanagh, 1990). Par la suite, l'explosion technologique que connaît le XX^{ème} siècle, avec la mise au point des premiers ordinateurs, permet de faire la transition entre l'observation de la marche à l'œil nu et l'utilisation de systèmes plus sophistiqués pour étudier le mouvement. Dans les années 1970, les premiers systèmes optoélectroniques se développent et permettent une analyse spatiale des mouvements humains.

II.2 Protocole expérimental développé pour l'étude de la marche saine et pathologique

II.2.1. Objectifs de l'analyse du mouvement et généralités

L'analyse du mouvement fournit un grand nombre d'informations quantitatives concernant l'organisation du système musculo-squelettique du sujet étudié lors du déroulement d'une tâche motrice particulière. Sont déterminés : le mouvement du centre de masse global; le mouvement relatif des segments adjacents, c'est-à-dire la cinématique articulaire; les forces échangées avec l'environnement extérieur; la charge résultante transmise entre deux segments corporels adjacents, ou encore les charges transmises par les tissus corporels tels que les muscles, les tendons, les ligaments et les os (Bonnetoy, 2006).

L'analyse du mouvement est très présente dans l'industrie (conception de prothèses, ergonomie..), dans le domaine du sport (analyse et optimisation du geste) et dans le domaine médical.

Dans le domaine médical, les études en analyse du mouvement permettent de quantifier les dysfonctionnements de l'appareil musculo-squelettique, de comprendre les mécanismes pathologiques sous-jacents et d'évaluer les méthodes thérapeutiques de correction. Ainsi, le traitement et la rééducation apportés sont plus efficaces et mieux adaptés aux besoins du patient. Les exemples d'applications chez l'adulte et l'enfant sont nombreux. Nous pouvons citer par exemple l'étude du traitement de la scoliose, de malformations congénitales, d'amputations ou encore d'arthroses.

II.2.2. Les systèmes d'analyse du mouvement

Les images vidéo présentent plusieurs avantages par rapport aux autres techniques en termes de conception, de coût et de distorsion de l'image. C'est pourquoi de nos jours les systèmes optoélectroniques basés sur la vidéo sont les plus populaires dans le domaine de l'analyse du mouvement. Ces systèmes permettent de suivre et d'enregistrer la position 3D instantanée d'un ensemble de marqueurs rétro réfléchissants (Scotch Light) placés sur le sujet.

De la lumière infrarouge (ex. Vicon, Elite) ou de la lumière rouge (ex. Motion Analysis) est émise par des LEDs (Light Emitting Diodes) réparties régulièrement autour de l'objectif puis réfléchi dans la direction du rayon incident par les marqueurs. Chaque caméra, dont l'objectif est muni d'un filtre adapté à la longueur d'ondes des LEDs utilisées, capte ces signaux réfléchis sans être perturbée par l'éclairage ambiant de la pièce. L'avantage de ces systèmes (par rapport aux systèmes utilisant des marqueurs actifs) est que le sujet peut se déplacer librement dans le champ de vision des caméras.

Pour détecter les marqueurs, deux types de caméras existent: les caméras CCD (Charged-Couple Device) ou les caméras CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) pour les plus récentes. Le capteur CCD est mis au point dans les années 70 et constitue la technologie de référence. Cependant dans les années 90, un nouveau type de capteur se développe utilisant la technologie CMOS. Le principe de détection de la lumière de ces deux types de capteurs se base sur l'effet photoélectrique du silicium, matériau de base de la quasi-totalité des circuits intégrés analogiques et numériques. Le silicium convertit en photoélectrons les photons répartis sur le plan focal. Ces photoélectrons sont collectés en général grâce à des photodiodes munies de grilles de stockage, chacune de ces diodes représentant un pixel.

Ce type de système limite l'intervention de l'opérateur si le protocole expérimental est correctement établi : l'opérateur identifie chaque marqueur sur une vue puis contrôle et corrige éventuellement le suivi des trajectoires au cours du mouvement. La précision des trajectoires est très bonne, dans un volume assez grand pour les systèmes équipés d'une procédure de calibrage dynamique.

Le système utilisé au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs est le *Motion Analysis*® (système temps réel, 6 caméras numériques Eagle CMOS à 1.3 Mpixels). Chaque caméra est munie d'un microprocesseur qui calcule le centre de chaque marqueur par reconnaissance de son contour dans le repère image, en deux dimensions.

Quel que soit le type de mouvement étudié, le déroulement d'une campagne de mesure en analyse du mouvement nécessite de respecter plusieurs étapes afin d'obtenir des mesures précises, reproductibles et interprétables (Bonnefoy, 2006).

Dans un premier temps, il est nécessaire de positionner les caméras en fonction du volume étudié. Ensuite, il est impératif de calibrer de manière rigoureuse le système afin de définir avec précision les paramètres géométriques des caméras. Avant l'enregistrement du mouvement, les marqueurs rétro réfléchissants sont positionnés sur le sujet. Les trajectoires tridimensionnelles des marqueurs sont calculées en temps réel, lors de la capture du mouvement. Chacune de ces tâches est détaillée dans la suite.

II.2.3. Positionnement des caméras et calibrage

Cette étape nécessite de bien définir le volume utile à mesurer selon le mouvement étudié (figure 2.9). L'un des inconvénients majeur des systèmes optoélectroniques est la sensibilité de l'optique liée aux contraintes de visibilité des marqueurs. La solution pour pallier à ces inconvénients est l'utilisation de plusieurs caméras.

A chaque instant au cours du mouvement, chacun des marqueurs doit être visible par au moins deux caméras afin de pouvoir déterminer sa position tridimensionnelle à cet instant. Il est important de respecter un angle spatial d'au moins 25° entre les caméras de manière à faciliter la reconstruction 3D (figure 2.10).

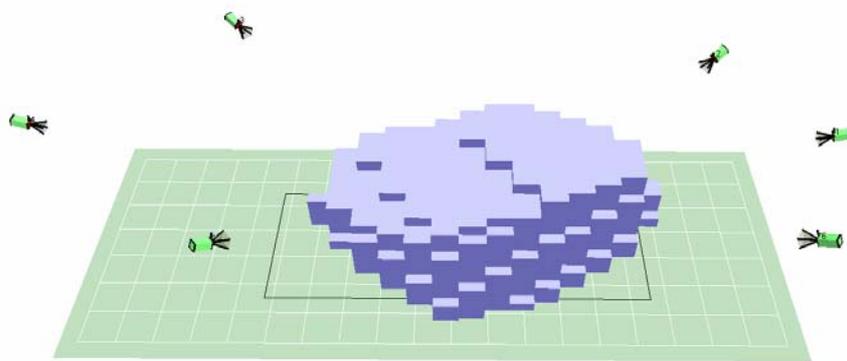


Figure 2.9 : Visualisation du volume de travail dans le cas d'une étude de la marche grâce au système MOTION ANALYSIS temps réel. En bleu, est représenté le volume réel vu par l'ensemble des 6 caméras.

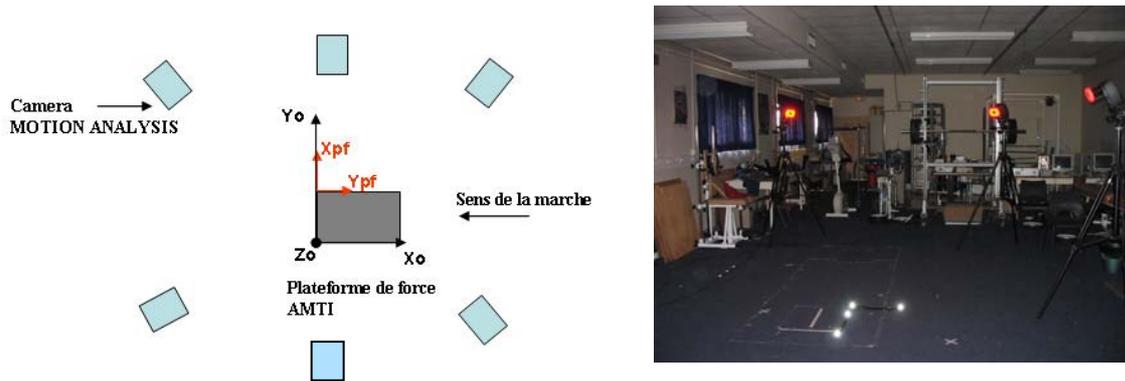


Figure 2.10 : A : Représentation schématique du placement des six caméras autour de la plateforme de force AMTI et de l'outil (l'équerre) de calibration statique. Ce dernier sert à déterminer le référentiel fixe $R_0 = (OX_0Y_0Z_0)$ dans lequel sont exprimées les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs cutanés (vue supérieure - plan horizontal) Phase de calibration ; B : Objet de calibration permettant de déterminer les paramètres de la matrice de projection de chaque caméra et d'attribuer un référentiel fixe $R_0 = (OX_0Y_0Z_0)$ dans lequel les coordonnées des marqueurs sont exprimées.

Le calibrage est essentiel pour que la reconstruction 3D soit la plus précise possible. Cette étape permet de définir les paramètres de projection de chacune des caméras et de limiter les erreurs liées au système. Par ailleurs, un ensemble d'expériences et de tests mis au point à partir d'algorithmes de correction existe et est proposé aux utilisateurs lors de la procédure de calibrage.

La première étape du calibrage est un calibrage statique qui consiste à utiliser un objet dont la géométrie est connue avec précision. A partir d'une seule acquisition statique de cet objet, la géométrie interne et le positionnement relatif des caméras par rapport à l'objet sont déterminés.

En pratique, l'objet en question est une équerre munie de quatre mires réfléchissantes placée au centre du volume.

La position de l'objet de calibration est également utilisée pour définir le référentiel fixe du laboratoire dans lequel sont exprimés tous les résultats issus de l'acquisition.

Le second calibrage est un calibrage dynamique (Zhang, 1995 ; Cerveri et al., 1998 ; Borghese et al., 2001). Il consiste à balayer le volume de travail utile avec une tige munie de trois marqueurs dont toutes les dimensions sont parfaitement connues. Ce deuxième calibrage est primordial car il augmente la précision du calcul des trajectoires dans tout le volume de travail contrairement au premier calibrage qui est plutôt local autour du centre du volume.

Lorsque les calibrages statique et dynamique sont effectués, il est impératif de ne plus toucher les caméras. Si la position d'une seule d'entre elles est modifiée, les paramètres de projection déterminés lors de la procédure de calibrage sont affectés et ne sont plus applicables pour la reconstruction tridimensionnelle.

II.2.4. Positionnement des marqueurs sur le sujet

L'analyse du mouvement a pour objectif de déterminer l'évolution des segments corporels avec un maximum de précision afin d'assurer la cohérence du modèle avec les concepts anatomiques et permettre l'interprétation des résultats en clinique.

Le principe de notre modélisation est d'assimiler le membre inférieur à un ensemble de segments rigides articulés entre eux : le segment bassin est relié au segment cuisse par l'articulation de la hanche ; le segment cuisse est relié au segment jambe par l'articulation du genou ; et le segment jambe est relié au segment pied par l'articulation de la cheville. Cette hypothèse permet d'utiliser les concepts de mécanique des corps rigides pour décrire la cinématique articulaire.

Pour déterminer l'orientation et la position relative des segments corporels dans l'espace au cours du mouvement, un minimum de trois marqueurs est nécessaire sur chacun des segments. Leur position est judicieusement choisie de façon à pouvoir décrire la géométrie osseuse des segments et définir leurs axes anatomiques. Pour assurer la reproductibilité des mesures sur chaque sujet, les marqueurs sont placés sur des points anatomiques osseux facilement identifiables. De plus, au voisinage des points osseux, l'influence des mouvements de masses molles (masses musculaires et adipeuses interposées entre la peau et l'os) sur la mesure de la position du marqueur est limitée (Cappozzo et al., 1995 ; Manal et al., 2002).

Les axes anatomiques d'un segment sont assimilés aux axes fonctionnels autour desquels ont lieu les mouvements de rotation articulaire (*i.e.* mouvements de flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/rotation externe). Des repères anatomiques locaux liés au segment sont définis avec la direction de ces axes anatomiques, les origines correspondant aux centres fonctionnels des articulations.

Ainsi, à chaque segment S_i de notre modélisation du corps humain, un repère R_i orthogonal direct, d'axes X_i , Y_i , Z_i et d'origine O_i est associé. Ces repères sont notés $R_i = (O_i X_i Y_i Z_i)$. Une description complète de ces repères figure en annexe 1.

Dans le cadre de notre étude, la définition des repères segmentaires est conforme à la standardisation établie par le groupe d'experts de la Société Internationale de Biomecanique (Wu et al., 2002).

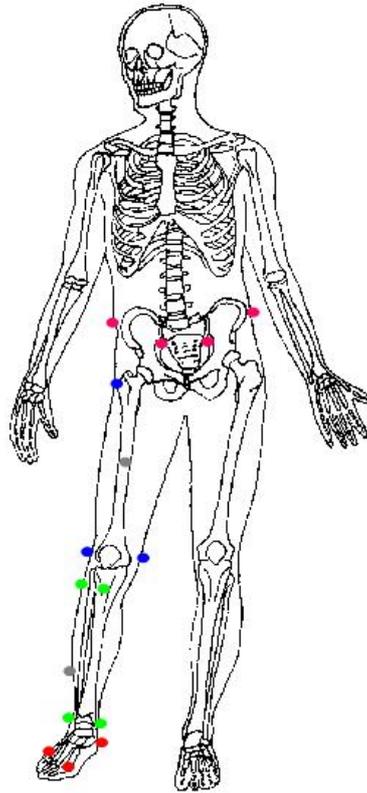


Figure 2.11 : Positionnement des marqueurs sur les quatre segments corporels : bassin, cuisse, jambe et pied. Les référentiels liés à chaque segment sont décrits dans l'annexe 1. Les marqueurs roses positionnés sur les épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures droite et gauche définissent le segment bassin. Les marqueurs bleus positionnés sur le grand trochanter et les deux épicondyles fémoraux définissent le segment cuisse. Les marqueurs verts positionnés sur la tubérosité tibiale antérieure, la tête du péroné et les deux malléoles définissent le segment jambe. Les marqueurs rouges positionnés sur le calcanéum et les 1^{er} et 5^{ème} métatarses définissent le segment pied. Les marqueurs gris sont des marqueurs « techniques » facilitant la mise en œuvre du logiciel EvaRT®.

La position des marqueurs sur les quatre segments corporels est décrite sur la figure 2.11. Certains de ces marqueurs sont des marqueurs techniques (en gris sur la figure 2.11). Ils sont utilisés par le logiciel de reconstruction tridimensionnelle EvaRT® lors de la phase automatique de traitement des données enregistrées (auto-labelling). Les autres marqueurs anatomiques (en rose, en bleu, en vert ou en rouge selon leur segment de rattachement) sont ceux utilisés dans notre modélisation.

D'un point de vue dynamique, le segment pied n'est pas pris en considération dans le modèle. Sa masse est considérée comme étant négligeable devant celle des autres segments. Doriot (Doriot, 2001) a montré que l'action du segment pied peut être négligée lors d'une étude dynamique de la phase d'appui de la marche sans influence notable sur le calcul ultérieur des actions mécaniques intersegmentaires.

II.2.5. Acquisitions des actions mécaniques externes

Lors des mouvements que l'on va étudier, la marche et la montée d'escaliers, les forces agissant sur le corps sont celles de la pesanteur et la réaction due au contact du segment pied sur le sol. Pour déterminer les forces de pesanteur, autrement dit le poids du corps, il suffit de mesurer la masse du sujet. En revanche, ces forces exercent leur action au centre de gravité G du corps dont la position est inconnue et variable au cours du déplacement.

Les actions de contact, quant à elles, sont mesurées en utilisant une plateforme dynamométrique synchronisée avec les données cinématiques acquises par le système optoélectronique.

La plateforme de force utilisée est commercialisée par AMTI® (Advanced Mechanical Technology®). Ces caractéristiques sont celles du type OR6-5, et ses dimensions 454*508 mm. Quatre jauges de déformation sont présentes en chaque coin de la plateforme. Un amplificateur/conditionneur de 6 canaux récupère les tensions de sortie qui, après amplification, sont transmises à l'ordinateur par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique-digital. Ces signaux correspondent aux forces et aux moments mesurés au centre de la plateforme dynamométrique, définis dans un référentiel lié à celle-ci.

Lors des enregistrements dynamiques, les signaux optiques sont échantillonnés à 100Hz tout comme les signaux des capteurs de force.

II.2.6. Capture du mouvement

Une première acquisition du sujet équipé des marqueurs est réalisée sur la plateforme de forces en position statique. Cet enregistrement sert de référence pour l'expression des résultats cinématiques et pour celle des forces et moments intersegmentaires (exprimés en fonction du poids du sujet, mesuré par la plateforme),

Concernant les enregistrements dynamiques, un minimum de cinq marches successives (*id* montées d'escaliers successives) est effectué. Le sujet entame son mouvement quelques pas avant d'entrer dans le champ des caméras et le termine quelques pas en dehors de ce champ. Le mouvement enregistré doit être aussi naturel que possible. Pour ce faire, le sujet effectue quelques marches (*id* montées d'escaliers) avant le début de l'enregistrement à une cadence propre à son habitude. L'acquisition est correcte lorsque le pied du sujet, lors de la phase d'appui du cycle enregistré, est bien centré sur la plateforme de forces.

Un mouvement de circumduction de la jambe est ensuite enregistré afin d'évaluer la position du centre fonctionnel de la hanche (Gutierrez, 1996).

II.2.7. Reconstruction tridimensionnelle des segments

Pour la reconstruction tridimensionnelle de la trajectoire des marqueurs, deux méthodes sont utilisées à l'heure actuelle. La première est la stéréogrammétrie de type D.L.T. (Direct Linear Transformation) (Abdel-Aziz et al., 1971). Jusque récemment, la D.L.T. était la technique de reconstruction tridimensionnelle la plus utilisée par les systèmes d'analyse du mouvement (Allard et al., 1995) avant que ne soit développée une seconde technique de reconstruction tridimensionnelle basée sur le

principe de la géométrie épipolaire utilisée par Dapena et al. (1982) et adaptée à la vision par ordinateur par Faugeras (1993).

Le principe consiste à calculer, à partir d'un certain nombre de vues d'une même scène, une description géométrique tridimensionnelle de celle-ci. Pour cela, trois étapes sont à suivre. La première étape est de détecter et de localiser précisément l'objet sur l'image de la caméra. La seconde étape consiste à mettre en correspondance les vues de plusieurs caméras. La dernière étape, enfin, permet de calculer la position 3D d'un point à partir de ses projections et de la connaissance de la géométrie des caméras.

La première étape consiste donc en la détection et la localisation de l'objet sur l'image de la caméra. Pour cela, le targetting (marqueurs réfléchissants positionnés sur l'objet) et les opérateurs subpixels permettent d'améliorer la rapidité, la précision ainsi que la résolution spatiale de cette première étape. Dans le cas des systèmes temps réel, la rapidité du calcul est prépondérante. Les opérateurs calculant le centroïde, c'est-à-dire le barycentre des marqueurs en terme de niveau de gris, sont les plus performants avec une résolution de $1/20^{\text{ème}}$ à $1/50^{\text{ème}}$ de pixel.

La seconde étape consiste en la mise en correspondance des coordonnées bidimensionnelles d'un même point sur les images de plusieurs caméras afin de déterminer ses coordonnées tridimensionnelles. La question est donc : comment un point de la scène est projeté sur un pixel dans l'image ? Le modèle de caméra le plus utilisé actuellement est le modèle sténopé qui permet de modéliser la projection perspective (figure 2.12).

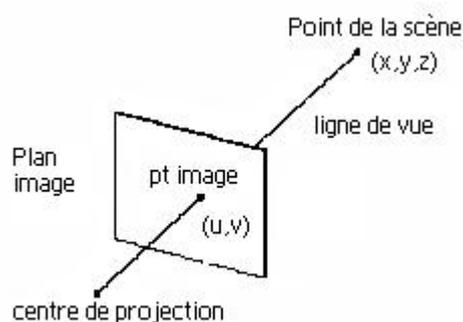


Figure 2.12 : Modèle sténopé d'une caméra permettant la projection perspective.

Le plan image, correspondant à la surface photosensible (*i.e.* le capteur CCD ou CMOS), et le centre optique (ou point focal) représentent une caméra. Un point de la scène est donc projeté suivant la droite le reliant au centre optique : la ligne de vue. Le point image se trouve alors à l'intersection de cette droite avec le plan image. Ces différents éléments géométriques sont représentés à l'aide des coordonnées projectives. En géométrie projective, un point d'un espace tridimensionnel est représenté par quatre coordonnées homogènes définies à un facteur multiplicatif près. L'opération de projection peut donc être représentée par une matrice :

$$\begin{pmatrix} \omega \cdot u \\ \omega \cdot v \\ \omega \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} m_{1,1} & m_{1,2} & m_{1,3} & m_{1,4} \\ m_{2,1} & m_{2,2} & m_{2,3} & m_{2,4} \\ m_{3,1} & m_{3,2} & m_{3,3} & m_{3,4} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

où ω est un facteur multiplicatif.

La matrice de projection d'une caméra prend en compte deux types d'informations : les géométries externe et interne des caméras : la première correspond à la position et l'orientation de la caméra par rapport à la scène et la seconde aux propriétés indépendantes du positionnement (distance focale, taille des pixels,...). Ces géométries associées à une caméra permettent de calculer pour chaque point image, la ligne de vue sur laquelle se trouve le point de la scène correspondant (figure 2.13). Tout comme pour la technique D.LT., la phase de calibrage permet, grâce à un objet de géométrie connue filmé par l'ensemble des caméras, d'identifier chaque élément de la matrice de projection.

La localisation du point dans la scène 3D nécessite plusieurs images du même point afin de combiner les différentes lignes de vue correspondantes. Le problème de correspondance entre les différentes images du même point de la scène se pose donc.

Pour expliquer le problème de correspondance, considérons la géométrie de deux images.

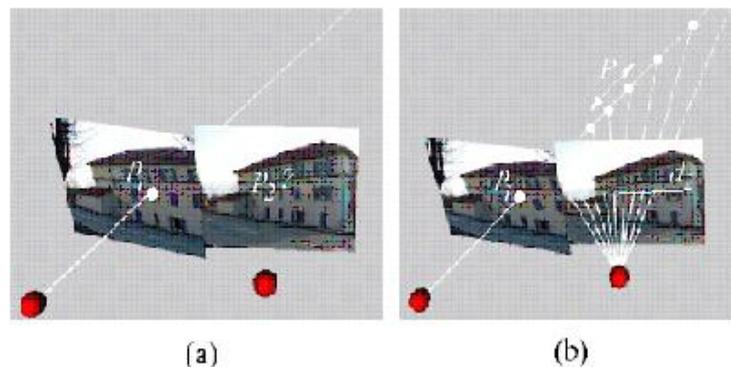


Figure 2.13 : Vue d'une même image par deux caméras différentes. (a) : P1 et la ligne de vue de la caméra 1. P se trouve donc sur cette ligne de vue mais sa position exacte n'est pas précisément connue. (b) : projection de la ligne de vue de la caméra 1 sur le plan image de la caméra 2 : droite d2. Cette droite est la droite épipolaire. Sur cette droite, un seul point P2 correspond avec l'image du marqueur. S'il y a ambiguïté (*i.e.* plusieurs points repérés sur la même droite d2), des informations issues d'une troisième caméra permettront de trancher.

Soit p_1 un point dans la première image, qui est la projection d'un point P de la scène, dont la position est inconnue. La géométrie interne et externe de la caméra 1 (donc son modèle), nous donne la ligne de vue de p_1 . P se trouve sur cette ligne de vue. Puis, les projections des points de la ligne de vue sur la deuxième image constituent une droite d_2 dans la deuxième image. Cette droite est appelée droite épipolaire de p_1 dans la deuxième image. La recherche de la correspondance de p_1 peut donc se limiter à la droite d_2 . Cette relation géométrique entre des points correspondants dans deux images, est appelée la géométrie épipolaire. Sur cette droite, un seul point correspond a priori avec l'image d'un marqueur, qui est nécessairement le correspondant recherché. S'il y a ambiguïté, des informations supplémentaires sont alors apportés par une troisième caméra qui permet de trancher.

Nous faisons remarquer que cette méthode est plus rapide qu'une recherche exhaustive dans toute l'image.

Une fois cette étape terminée, la position tridimensionnelle du point de la scène est calculée par triangulation : ce point est à l'intersection des lignes de vue de deux caméras issues de deux points correspondants (figure 2.14).

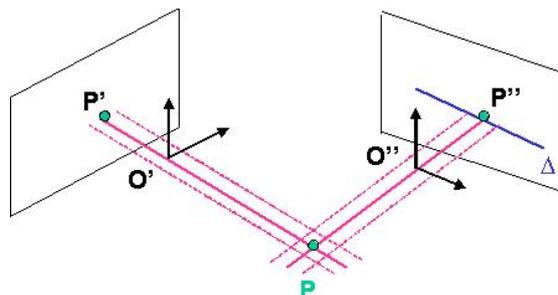


Figure 2.14 : Calcul de la position 3D d'un point grâce à la méthode de triangulation.

En raison du bruit présent dans les données (imprécision au niveau de l'extraction des points, de la géométrie des caméras...), il n'y a pas d'intersection exacte. La solution consiste donc à chercher le point qui minimise la distance aux lignes de vue.

II.3 Traitement des données expérimentales

Le traitement des données expérimentales issues de l'analyse du mouvement nécessite l'utilisation de modèles pour calculer les données cinématiques et cinétiques qui nous intéressent. La modélisation qui suit se base sur les principes de la mécanique des systèmes de solides parfaits. Des hypothèses simplificatrices concernant le système musculo-squelettique sont nécessaires afin d'appliquer les lois de la dynamique. La modélisation a pour but de décrire objectivement et précisément les postures et de quantifier les mouvements. Les données issues de la modélisation cinématique et cinétique sont des données d'entrée pour l'approche en dynamique inverse qui détermine les efforts musculaires et les réactions de contact articulaire.

II.3.1. La modélisation cinématique

Par définition, la cinématique est l'étude du mouvement sans aucune référence aux forces qui engendrent ce mouvement. La cinématique décrit les aspects temporel et spatial du mouvement caractérisés par la position relative, les angles, les vitesses et accélérations des segments corporels et des articulations au cours de la locomotion. Pour déterminer la cinématique du mouvement, le corps humain est assimilé à une chaîne cinématique constituée de chaînons corporels rigides reliés par des articulations parfaites possédant chacune entre un et trois degrés de liberté en rotation.

Classiquement, quatre concepts sont utilisés dans le domaine de la biomécanique (Bonnetoy, 2006) : une approche mécanique basée sur la notion très générale de « vissage » (tout déplacement de

solides peut en effet être décomposé en une rotation et une translation sur le même axe spatial), une approche robotique basée sur la notion de chaîne articulée, une approche clinique basée sur la notion de « séquence de rotations » (de type Euler) et une approche algébrique basée sur la notion de quaternion mise en place par Hamilton au début du siècle dernier.

Le concept de vissage se base sur des notions de rotation et de translation. L'avantage de cette méthode est l'unicité de la solution puisqu'à un déplacement donné ne correspond qu'un seul axe de rotation - translation dans l'espace. L'inconvénient majeur est que ce concept est très sensible au bruit de mesure, ce qui influe sur la qualité des résultats et rend difficile leur interprétation.

L'approche robotique utilise différents formalismes tels que celui de Denavit-Hartenberg. Deux premiers paramètres décrivent la forme du chaînon et deux autres définissent sa position et son orientation par rapport aux chaînons adjacents dans la chaîne. Cette approche permet une implémentation informatique efficace mais elle implique la définition d'un modèle *a priori*.

L'approche clinique ne calcule que les valeurs angulaires, par une méthode de séquence de rotations élémentaires autour d'axes successifs. Contrairement à l'approche mécanique basée sur le vissage, les angles déterminés dépendent de l'ordre choisi pour la séquence (Skalli et al., 1995). La comparaison de résultats est impossible lorsque la séquence choisie est différente.

L'approche algébrique permet, contrairement aux séquences de rotations élémentaires classiquement utilisées pour les interprétations cliniques, de ne pas dépendre d'un ordre de séquence donné. De plus, cette algèbre présente l'avantage d'être facilement programmable (Dumas et al., 2004).

La modélisation cinématique que nous choisissons est celle utilisant les séquences de rotations élémentaires car il s'agit du modèle le plus développé dans le milieu de la biomécanique actuelle. Les amplitudes articulaires tridimensionnelles sont donc calculées à l'aide de la méthode des séquences élémentaires autour d'axes mobiles. La séquence de rotation choisie est celle recommandée par l'ISB (Wu et al., 2002) et de nombreux autres auteurs (Doriot et Chèze, 2004 ; Cappozzo et al., 2005) afin de faciliter la comparaison et la discussion des résultats. L'ordre est le suivant : flexion/extension, abduction/adduction puis rotation externe/rotation interne.

II.3.2. La modélisation cinétique

La modélisation cinétique a pour objectif de déterminer les paramètres massiques et inertiels associés à chaque segment corporel. Pour estimer la masse, la position du centre de gravité et les moments d'inertie des segments, de nombreux auteurs ont publié des tables de régression (Dempster, 1955 ; Clauser et al., 1969 ; Chandler et al., 1975 ; McConville et al., 1980 ; Zatsiorsky et Seluyanov, 1983 ; de Leva et al., 1996a ; Reed et al., 1999 ; Dumas et al., 2007). A partir de mesures effectuées sur le sujet, des coefficients de régression sont proposés afin d'évaluer les différents paramètres de masse et d'inertie. L'influence des paramètres inertiels sur le calcul des moments intersegmentaires par dynamique inverse est évaluée par Krabbe et al. (1997).

Nous utilisons les équations de régression établies par Zatsiorsky et Seluyanov (1983) (Bonnetoy, 2006 ; Doriot, 2001), qui à partir de mesures anthropométriques réalisées sur le sujet (longueurs et circonférences des segments corporels), nous permettent d'évaluer les paramètres massiques et

inertiels des segments corporels tels que la masse des segments, la position du centre de gravité G de chaque segment et la matrice d'inertie associée (annexe 2).

II.3.3. Principe de la solidification

La solidification permet de calculer le mouvement du solide le plus compatible avec les trajectoires individuelles des marqueurs placés sur un même segment corporel. Elle consiste à substituer au triangle formé par trois marqueurs cutanés appartenant au même segment le triangle rigide indéformable le plus proche à chaque instant au cours du mouvement.

La méthode de solidification détermine tout d'abord, parmi m marqueurs fixés sur un même segment corporel, les trois marqueurs décrivant le mieux l'évolution d'un segment rigide. Ensuite, un calcul itératif permet de déterminer la forme du triangle rigide à partir de la moyenne des triangles que forment ces trois marqueurs tout au long du mouvement, après élimination des images les plus déformées. Enfin, la position du triangle rigide défini précédemment est ajustée à chaque image par rapport à la position réelle des marqueurs en utilisant un algorithme de minimisation basé sur la méthode des moindres carrés.

La solidification améliore de 25% les résultats obtenus pour les paramètres de rotation et de 20% ceux obtenus pour les paramètres de translation (Chèze et al., 1995). Cependant, cette technique, ne reposant que sur des critères de non déformation des segments corporels, corrige uniquement les déplacements relatifs des marqueurs positionnés sur un même segment dus au glissement de la peau sur l'os et non les mouvements de rotation globale de l'ensemble des trois marqueurs par rapport au segment sous-jacent.

II.3.4. Localisation du centre fonctionnel de la hanche

La détermination précise de la position du centre fonctionnel de la hanche est une étape incontournable. En effet, le positionnement de ce centre articulaire influe de manière significative sur le calcul des moments et des amplitudes articulaires au niveau de la hanche (Delp et Maloney, 1993 ; Kirkwood et al., 1999 ; Stagni et al., 2000).

Selon les experts de travail de l'ISB, une estimation correcte du centre fonctionnel de la hanche doit être établie à l'aide de méthodes basées sur des données expérimentales spécifiques et personnalisées (Wu et al., 2002).

Plusieurs auteurs (Reynolds et al., 1982 ; Bell et al., 1990 ; Seidel et al., 1995 ; de Leva et al., 1996b) publient des tables de régression permettant d'évaluer la position du centre de la hanche à partir de mesures effectuées sur le sujet (profondeur du bassin, hauteur du bassin, largeur du bassin, ...etc). En appliquant tour à tour ces différentes méthodes de régression, des différences notables sont observées (de l'ordre de 2 cm) pour la localisation du centre de la hanche chez un même sujet. Dans ce cas, quelle méthode est la plus juste ?

Gutierrez (Gutierrez, 1996) propose une méthode fonctionnelle simple pour déterminer le centre de rotation d'une articulation dite sphérique, à partir d'un mouvement de circumduction. La mise en

œuvre de cette méthode est relativement simple par rapport à d'autres méthodes existantes (e.g. *sphere fitting* (Leardini et al., 1999 ; Stagni et al., 2000), *helical axis* (Halvorsen et al., 1999)).

Pour déterminer le centre fonctionnel de la hanche, Gutierrez (Gutierrez, 1996) assimile l'espace balayé au cours de la circumduction à un cône de révolution caractérisé par son sommet au centre de la hanche et une base de forme plus ou moins régulière décrite par le pied.

Au cours du mouvement de circumduction, un point à la base du cône décrit complètement cette base. Ce point est mobile dans le repère fixe, ses coordonnées varient au cours du temps. En revanche, le point du sommet du cône reste fixe dans le repère lié au segment proximal (bassin), ses coordonnées restent constantes. Gutierrez émet l'hypothèse que le centre d'une articulation réalisant un mouvement de circumduction est confondu avec le sommet du cône décrit, le sommet étant le point dont les coordonnées, exprimées dans le repère du segment proximal, restent constantes. La méthode consiste donc à calculer le point dont le déplacement est minimal lors du mouvement relatif entre deux segments adjacents (cuisse et bassin, dans le cas du calcul du centre de la hanche). C'est cette méthode que nous utilisons dans la suite pour déterminer le centre fonctionnel de la hanche.

III. Détermination des efforts musculaires et de la réaction de contact articulaire

III.1 Position du problème

La détermination des efforts musculaires est le résultat de l'application des théorèmes de Newton-Euler à chaque segment corporel rigide.

Dans la littérature, de nombreuses modélisations sont simplifiées et tiennent compte uniquement des mouvements observés dans le plan sagittal. Pour l'étude des mouvements comme la marche, la course, le saut ou encore le pédalage, l'amplitude du mouvement de flexion/extension dans le plan sagittal est beaucoup plus importante que celles observées dans les plans frontal et transverse. L'action de flexion/extension, au niveau des trois articulations que compte le membre inférieur, prédomine lors de ces performances motrices. L'analyse de certains mouvements peut donc se réduire à une étude bidimensionnelle (Davy et al., 1987 ; Koopman et al., 1995).

Le choix entre une étude 2D ou 3D dépend de la question à laquelle nous souhaitons répondre (Alkjaer et al., 2001). Plusieurs études ont montré qu'un modèle 2D suffit lorsqu'on s'intéresse aux efforts mis en jeu au niveau de l'articulation du genou lors d'un cycle normal de marche (Mena et al., 1981 ; Zheng et al., 1998). En revanche, au niveau de l'articulation de la hanche, les mouvements dans les plans transverse et frontal ne sont pas négligeables. Dans ce cas, une modélisation 3D est plus judicieuse. De même, pour comparer un mouvement normal et un mouvement pathologique, le modèle 3D s'avère incontournable pour se rendre compte des éventuelles différences qu'engendre la pathologie que ce soit en abduction/adduction, en flexion/extension ou en rotation externe/interne. Pour notre application, la modélisation et le calcul des efforts sont tridimensionnels.

III.2 Le modèle musculo-squelettique

III.2.1. Principes de la modélisation des composantes musculaires

La modélisation du système musculo-squelettique est importante. Elle conditionne la détermination des forces musculaires mises en jeu lors du mouvement.

La modélisation musculo-squelettique est basée sur la définition des lignes d'action des muscles actifs croisant l'articulation de la hanche. Dans la littérature, plusieurs auteurs (Jensen et Davy, 1975 ; Dostal et Andrews, 1981 ; Brand et al., 1982 ; Pierrynowsky et Morrison, 1985a ; Pierrynowsky et Morrison, 1985b ; White et al., 1989 ; Yamagushi et al., 1990 ; Kepple et al., 1998) proposent des bases de données regroupant les coordonnées des points origine et insertion des muscles sur les structures osseuses. Ces coordonnées sont exprimées dans les repères anatomiques locaux liés aux segments sur lesquels les muscles sont attachés. Ces points d'attache correspondent approximativement aux centres des surfaces d'attache. Quand un muscle s'insère de façon très large sur l'os, deux ou trois faisceaux sont considérés.

Associées aux données cinématiques des segments corporels issues de l'analyse du mouvement (Pierrynowski et Morrison, 1985a ; Pierrynowski et Morrison, 1985b), les coordonnées musculaires permettent de déterminer à chaque instant les bras de levier de chaque muscle du modèle par rapport au centre articulaire. Les premiers calculs de bras de levier musculaires en vue du calcul des efforts musculaires ont été réalisés par Seireg et al. (Seireg et Arvikar, 1973 ; Seireg et Gerath, 1975) et poursuivis entre autres par Crowninshield et al. (Crowninshield et al., 1978 ; Crowninshield et Brand, 1981a ; Crowninshield et Brand, 1981b) ; Dostal et Andrews (1981) ; Mansour et Audu (1986).

Deux approches sont possibles pour modéliser le chemin du muscle (Jensen et Davy, 1975). La première consiste à joindre l'origine à l'insertion du muscle par une ligne droite. La seconde méthode consiste à représenter le muscle par une ligne courbe suivant le trajet de la fibre moyenne et joignant le centre de plusieurs sections du muscle. L'avantage de cette méthode est que la ligne d'action définie rend compte des déviations du muscle en question et est *a priori* plus réaliste que la méthode de la ligne droite. Cependant cette seconde approche semble plus difficile à implémenter que la première car elle nécessite des données nombreuses et variables au cours du mouvement. En effet, à supposer que l'on obtienne les coordonnées des centres de sections musculaires sur plusieurs coupes pour une position donnée, il est certain que la géométrie du muscle évolue au cours du mouvement modifiant à chaque instant la ligne d'action de ce muscle.

Etant plus facile à mettre en œuvre, la première méthode est celle que nous utilisons. Cependant, il est important de vérifier l'action du muscle (*i.e.* le bras de levier) au cours du mouvement pour s'assurer que les résultats que l'on va obtenir ne sont pas erronés. En effet, la ligne d'action d'un muscle fléchisseur au cours de la marche ne peut pas se trouver en arrière du plan frontal (*i.e.* le bras de levier ne peut pas être négatif).

III.2.2. Définition des dimensions musculaires

La géométrie d'un muscle est caractérisée d'une part par son volume, sa longueur et l'orientation de ses fibres et d'autre part par ses insertions musculaires sur l'os.

L'intensité de l'effort induit par l'action d'un muscle dépend de la taille de ce muscle et de sa configuration au voisinage de l'articulation qu'il croise. Cette corrélation est observée pour la première fois par Weber (1846, 1851) et corroborée depuis par de nombreuses études (Haxton, 1944 ; Morris, 1948 ; Ikai et Fukunaga, 1968 ; Wickiewicz et al., 1983). Il a été établi, à la suite de ces travaux, que l'amplitude de l'effort musculaire est en partie liée à la géométrie du muscle et en particulier à sa surface physiologique. En 1911, Fick introduit cette notion de surface physiologique (*physiological cross sectional area* notée PCSA) spécifique de chaque muscle. La PCSA caractérise la géométrie musculaire puisqu'elle est initialement définie comme étant le rapport entre le volume du muscle et sa longueur de fibre :

$$PCSA = \frac{V^m}{L^m} = \frac{m^m}{\rho^m \cdot L^m}$$

où V^m est le volume du muscle ; L^m est la longueur de la fibre musculaire ; m^m est la masse du muscle ; ρ^m est la densité musculaire. La définition de la PCSA évolue quelque peu. Alexander et Vernon (1975) précisent que la PCSA se doit d'être déterminée dans le plan normal à la direction des fibres musculaires. Lorsque cette direction est différente de la ligne d'action du muscle, le calcul de la PCSA doit tenir compte de l'angle α de pennation. Wickiewicz (1983) formule la relation suivante :

$$PCSA = \frac{m^m}{\rho^m \cdot l^m} \cdot \cos \alpha$$

où l^m est la longueur mesurée dans la direction moyenne des fibres.

La PCSA permet de calculer la contrainte musculaire σ selon l'effort de contraction F en appliquant la relation :

$$\sigma = \frac{F}{PCSA}$$

Les PCSA que nous utilisons sont celles définies par Brand et al. (1986). Ils mesurent, sur deux cadavres en position anatomique, la longueur des muscles, entre le centre de la surface d'origine et le centre de la surface d'insertion, puis l'angle de pennation des muscles avec un goniomètre. Ensuite, les muscles sont isolés et plongés dans de l'eau : le volume musculaire est égal au volume d'eau déplacé. Ainsi, Brand et al (1986) fournissent la valeur de la PCSA de 47 muscles du membre inférieur pour un homme et pour une femme.

En ce qui concerne les insertions musculaires, Dostal et Andrews (1981) fournissent les coordonnées de 27 muscles croisant l'articulation de la hanche déterminées à partir d'un repérage sur os secs d'après des atlas de référence. Les origines musculaires sont les points d'attache des muscles sur le segment bassin et sont exprimées dans le repère anatomique local lié au bassin. Les insertions musculaires sont les points d'attache sur le fémur et sont définies dans le repère anatomique local lié au fémur. Pour les muscles dont la ligne d'action est déviée par l'os, Dostal et Andrews (1981) définissent des points fictifs d'attache sur le segment qui dévie le muscle. Pour les muscles biarticulaires, des points fictifs sont également définis sur le fémur au niveau des épicondyles fémoraux. Brand et al. (1982) mesurent directement les insertions et origines d'une quarantaine de muscles du membre inférieur sur un sujet de dissection. White et al. (1989) repèrent les attaches

musculaires sur des pièces osseuses (6 os coxaux, 9 complexes fémur/tibia, 1 complexe des os du pied). Yamagushi et al. (1990) font une synthèse de toutes les coordonnées disponibles dans la littérature pour le membre supérieur et le membre inférieur. Delp (1990) définit les contours des surfaces d'attache musculaire sur l'os à partir de la digitalisation électromagnétique. Kepple et al. (1998) fournissent une base de données très complète, *Terry musculoskeletal database*, établie à partir d'un repérage effectué sur 52 spécimens. Selon Kepple et al. (1998), pour les muscles croisant l'articulation de la hanche, l'origine sur le bassin varie selon que le spécimen est un homme, une femme noire ou une femme blanche.

Nous choisissons d'implémenter dans notre modèle musculo-squelettique les données de Dostal et Andrews (1981) car les principaux muscles croisant l'articulation de la hanche sont décrits dans des repères anatomiques locaux permettant leur utilisation sur n'importe quel sujet. La transposition des coordonnées des points origine et insertion sur un sujet quelconque est possible en appliquant des facteurs de mise à l'échelle. Ces facteurs sont déterminés en effectuant le rapport entre les coordonnées des points anatomiques osseux de référence définis par Dostal et Andrews (1981) et celles directement mesurées sur le sujet. Loizeau (1994) définit deux facteurs de correction. Le premier facteur ε_t , s'appliquant dans le plan transverse est le rapport de distance médio-latérale entre les épines iliaques droite et gauche. Le second facteur ε_l , s'appliquant dans la direction longitudinale, est le rapport de distance longitudinale entre les centres articulaires de la hanche et du genou. Ces deux rapports sont respectivement associés à la croissance périchondrale radiale et à la croissance enchondrale longitudinale de l'os.

Notre modélisation musculo-squelettique prend en considération 14 muscles (Loizeau, 1994) agissant de manière significative au cours de la marche et de la montée d'escaliers. Les noms de ces muscles sont récapitulés dans le tableau 2.2.

Tableau 2.2 : Récapitulation des 14 muscles pris en compte dans le modèle musculo-squelettique.

Muscle / faisceau	Action principale
Iliopsoas	Flexion + adduction
Grand fessier / faisceau milieu	Extension + rotation externe
Moyen fessier / faisceau milieu	Abduction + extension + rotation interne
Petit fessier / faisceau milieu	Abduction + rotation interne
Grand adducteur / faisceau postérieur	Adduction + rotateur externe
Moyen adducteur / faisceau milieu	Adduction + rotateur externe
Petit adducteur / faisceau milieu	Adduction + rotateur externe
Biceps fémoral	Extension
Tenseur du fascia lata	Flexion + rotation interne + abduction
Droit interne	Adduction + flexion
Couturier	Flexion
Droit antérieur	Flexion
Semi-membraneux	Extension
Semi-tendineux	Extension

III.3 Détermination du torseur dynamique par une approche dynamique inverse

L'approche dynamique inverse permet de déterminer le torseur des actions mécaniques intersegmentaires, c'est-à-dire les forces et les moments résultants au niveau de chaque articulation. Le torseur dynamique des efforts exercés au niveau de la hanche est obtenu par l'application des théorèmes généraux de la dynamique selon le formalisme de Newton-Euler (Apkarian, 1989 ; Glitsch et Baumann, 1997 ; Doriot et Chèze, 2004). Comme nous l'avons précédemment expliqué, les segments corporels du membre inférieur sont assimilés à des solides indéformables reliés entre eux par des liaisons parfaites.

Le principe de la méthode dynamique inverse est d'isoler successivement chaque segment corporel S_i de la chaîne articulée, du plus distal au plus proximal. Connaissant le torseur dynamique au niveau de la plateforme de forces, les théorèmes de Newton (ou théorème de la résultante dynamique) et d'Euler (ou théorème du moment dynamique) sont appliqués successivement au point de contact du pied sur cette plateforme, puis à la cheville, puis au genou et enfin à la hanche (figure 2.15). Sont ainsi déterminés les forces et les moments intersegmentaires (ou nets) induits au niveau de chaque articulation pour équilibrer les actions mécaniques extérieures (gravité, forces d'inerties, réactions aux points d'appui) (Siegler et Liu, 1997 ; Doriot et Chèze, 2004 ; Dumas et al., 2004). En effet, le torseur dynamique exercé par le segment distal S_{i-1} étant connu, on peut déduire le torseur dynamique exercé par le segment proximal S_{i+1} en appliquant le principe fondamental de la dynamique : il suffit d'écrire, à chaque instant, l'égalité entre le torseur des actions mécaniques extérieures au système S_i et le torseur dynamique de ce système.

Application du principe fondamental de la dynamique au segment S_i :

$$\sum \overrightarrow{F_{ext \rightarrow S_i}} = m_{S_i} \cdot \overline{\gamma(G_{S_i})}$$

$$\sum \overrightarrow{M_{ext \rightarrow S_i}} = \frac{d(I_{S_i}(G_{S_i}) \cdot \overline{\Omega})}{dt}$$

En pratique, les données expérimentales étant échantillonnées, le problème de dynamique est réduit à un problème quasi-statique à chaque instant du mouvement. En 1939, Elftman est le premier à décrire cette technique et à l'appliquer à la marche.

Cette approche dynamique inverse est la méthode mise en place au laboratoire pour réaliser la modélisation dynamique de la marche (Chèze, 2000 ; Doriot et Chèze, 2004).

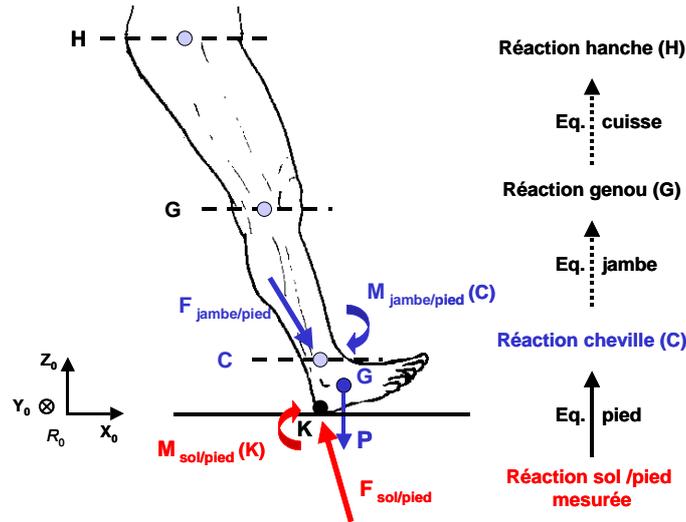


Figure 2.15 : Modélisation par dynamique inverse du membre inférieur lors de la phase d'appui de la marche. Le torseur des actions mécaniques extérieures réduit au point de contact K est connu. Les propriétés cinétiques des segments (pied, jambe, cuisse) sont estimées à partir de tables anthropométriques. Les actions mécaniques intersegmentaires à chaque articulation (H : hanche, G : genou et C : cheville) sont calculées par dynamique inverse (vue extérieure – plan sagittal) (d'après Bonnefoy, 2006).

La programmation des théorèmes de Newton-Euler est réalisée à partir d'une formulation très synthétique introduite par Legnani et al. (1996). Ce formalisme est basé sur la théorie des opérateurs homogènes \bar{T} pour la modélisation dynamique d'un système poly-articulé.

III.4 Détermination des bras de levier des muscles croisant l'articulation de la hanche

D'une manière générale, \vec{u}_i est le vecteur unitaire orienté dans la direction de la ligne d'action du muscle i ; \vec{F}_i est la force musculaire développée par le muscle i ; $\vec{M}_{\vec{F}_i/C}$ est le moment induit par l'effort musculaire \vec{F}_i par rapport au centre articulaire C. Nous pouvons écrire les relations suivantes :

$$\vec{u}_i = \frac{\vec{IO}}{\|\vec{IO}\|} \quad \text{et} \quad \vec{F}_i = F_i \cdot \vec{u}_i$$

$$\vec{M}_{\vec{F}_i/C} = \vec{CI} \wedge \vec{F}_i$$

$$\text{soit} \quad \vec{M}_{\vec{F}_i/C} = (\vec{CI} \wedge \vec{u}_i) \cdot F_i$$

$(\vec{CI} \wedge \vec{u}_i)$ est le moment engendré par unité de force musculaire : il s'agit de la quantité que nous appelons bras de levier \vec{r}_i du muscle i .

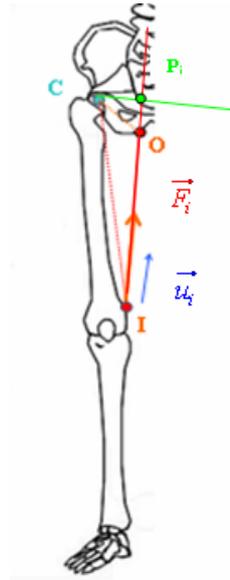


Figure 2.16 : Schématisation de l'action musculaire pour un muscle croisant l'articulation de la hanche : C est le centre de l'articulation de la hanche ; O est l'origine du muscle sur le bassin ; I est l'insertion du muscle sur le fémur ; P_i est le projeté du centre articulaire C sur la ligne d'action du muscle i .

En utilisant les opérateurs homogènes introduits par Legnani et al. (1996), les coordonnées des points origine O et insertion I sont exprimées dans le repère anatomique R_b lié au bassin centré en C . Les coordonnées des points O et I dans R_b sont respectivement notées :

$$\begin{pmatrix} x_i^O \\ y_i^O \\ z_i^O \end{pmatrix}_{R_b} \quad \text{et} \quad \begin{pmatrix} x_i^I \\ y_i^I \\ z_i^I \end{pmatrix}_{R_b}$$

On note le vecteur ligne d'action \vec{n}_i ($\vec{n}_i = n_i \cdot \vec{u}_i$) : $\vec{n}_i = \begin{pmatrix} x_i^O - x_i^I \\ y_i^O - y_i^I \\ z_i^O - z_i^I \end{pmatrix}_{R_b} = \begin{pmatrix} \Delta x_i \\ \Delta y_i \\ \Delta z_i \end{pmatrix}_{R_b}$

La longueur musculaire l_i est donnée par la relation suivante :

$$l_i = \sqrt{(\Delta x_i)^2 + (\Delta y_i)^2 + (\Delta z_i)^2}$$

L'orientation de la ligne d'action de la composante musculaire i est définie par les angles sphériques α_i et β_i tels que :

$$\alpha_i = \arctg\left(\frac{\Delta y_i}{\Delta x_i}\right) \quad \text{et} \quad \beta_i = \arctg\left(\frac{\Delta z_i}{(\Delta x_i)^2 + (\Delta y_i)^2}\right)$$

Par définition, les cosinus directeurs de l'effort exercé par la composante musculaire i sont les projections des vecteurs unitaires directeurs \vec{u}_i de la ligne d'action :

$$\vec{u}_i = \begin{pmatrix} n_i^x \\ n_i^y \\ n_i^z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha_i \cdot \cos \beta_i \\ \sin \alpha_i \cdot \cos \beta_i \\ \sin \beta_i \end{pmatrix}$$

Finalement, les bras de levier de l'effort \vec{r}_i exercé par la composante musculaire i par rapport au centre articulaire de la hanche s'expriment en fonction des coordonnées du projeté P_i et des cosinus directeurs :

$$\vec{r}_i = \begin{pmatrix} y_i^P \cdot n_i^z - z_i^P \cdot n_i^y \\ z_i^P \cdot n_i^x - x_i^P \cdot n_i^z \\ x_i^P \cdot n_i^y - y_i^P \cdot n_i^x \end{pmatrix}_{R_b}$$

$$x_i^P = \frac{1}{l_i^2} \cdot \left[\Delta y_i \cdot (x_i^I \cdot y_i^O - y_i^I \cdot x_i^O) - \Delta z_i \cdot (z_i^I \cdot x_i^O - x_i^I \cdot z_i^O) \right]$$

avec :
$$y_i^P = \frac{1}{l_i^2} \cdot \left[\Delta z_i \cdot (y_i^I \cdot z_i^O - z_i^I \cdot y_i^O) - \Delta x_i \cdot (x_i^I \cdot y_i^O - y_i^I \cdot x_i^O) \right]$$

$$z_i^P = \frac{1}{l_i^2} \cdot \left[\Delta x_i \cdot (z_i^I \cdot x_i^O - x_i^I \cdot z_i^O) - \Delta y_i \cdot (y_i^I \cdot z_i^O - z_i^I \cdot y_i^O) \right]$$

III.5 Détermination des efforts musculaires en utilisant l'optimisation statique

La décomposition du torseur intersegmentaire en ses différentes contributions est assez complexe en raison de la redondance du système. Quelques hypothèses simplificatrices sont considérées : la réaction de contact articulaire est supposée passer par le centre de l'articulation et la contribution des ligaments au moment résultant est négligée (Vrahas et al., 1990). Ainsi, seules les composantes musculaires agissent pour équilibrer le moment intersegmentaire par le biais de leur bras de levier par rapport au centre articulaire de la hanche.

Les études réalisées proposent deux solutions pour déterminer les efforts musculaires. La première consiste à considérer un système d'équations statiquement déterminé en éliminant autant d'inconnues que nécessaire (Lu et O'Connor, 1999 ; Komistek et al., 1998). La seconde méthode consiste à résoudre le problème hyperstatique par optimisation d'un critère global donné (Crowinshield et Brand, 1981b ; Röhrle et al., 1984 ; Davy et al., 1987 ; Loizeau, 1994 ; Glitsch et Baumann, 1997 ; Pandy et Anderson, 1998 ; Bergmann et al., 2001 ; Heller et al., 2001 ; Stanfield et al., 2003).

Les actions musculaires sont introduites dans notre modèle par le biais des bras de levier déterminés précédemment. Pour mettre en mouvement le corps, plusieurs muscles sont actionnés simultanément. Pour calculer l'intensité des efforts musculaires à chaque instant de l'appui, les bras

de levier \vec{r}_i et le moment intersegmentaire $\overrightarrow{M}_{int}(C_H)$ au niveau de la hanche sont déterminés à chaque instant. Chacune des composantes du moment intersegmentaire est équilibrée par les moments induits autour du même axe par l'ensemble des muscles considérés :

$$\overrightarrow{M}_{int}(C_H) = \sum_{i=1}^{14} \vec{r}_i \cdot F_i$$

Le système à résoudre comporte 3 équations de moments et 14 inconnues (les 14 amplitudes musculaires). Nous choisissons de résoudre ce système hyperstatique par optimisation statique d'un critère en tenant compte de certaines contraintes.

Les techniques d'optimisation statique sont les techniques les plus utilisées pour estimer les forces musculaires individuelles (Li et al., 1999 ; Prilutsky et al., 2000 ; Pandy, 2001 ; Chao, 2003) et ce depuis une trentaine d'années (Seireg et Arvikar, 1973 ; Penrod et al., 1974 ; Crowninshield et Brand, 1981b ; Tsirakos et al., 1997 ; Li et al., 1999 ; Rasmussen et al., 2001 ; Rehbinder et al., 2001).

Comme pour tout problème d'optimisation, il faut choisir un critère d'optimisation ayant une réalité physiologique. Les critères les plus utilisés dans la littérature concernent :

- la somme des forces musculaires (Gignoux et al., 1993 ; Glitsch et Baumann, 1997) ;
- la fatigue musculaire (Crowninshield et Brand, 1981b ; Prilutsky et al., 2000) ;
- l'amplitude de la réaction articulaire (Seireg et Gerath, 1975 ; Loizeau, 1994) ;
- la somme du carré des forces musculaires (Gignoux et al., 1993 ; Happee, 1994 ; Glitsch et Baumann, 1997) ;
- la somme des contraintes musculaires ou la somme du carré ou du cube des contraintes musculaires définie par $\sum \left(\frac{F_i}{PCSA_i} \right)^p$ où F_i est la force développée par le muscle i , $PCSA_i$ est la section physiologique du muscle i , p est un entier dont la valeur est variable selon les auteurs (Davy et Audu, 1987 ; Karlsson et Peterson, 1992 ; Glitsch et Baumann, 1997 ; Pedersen et al., 1997 ; Anderson et Pandy, 2001).

Des études montrent que l'utilisation de critères d'optimisation linéaires ne donne pas de résultats satisfaisants. Ils privilégient l'activité du muscle ayant une section physiologique (PCSA) ou une force maximale importante (Challis et Kerwin, 1993 ; Challis, 1997). Les critères non linéaires ne présentent pas cet inconvénient et semblent donc plus adaptés. Le dernier critère (somme des contraintes musculaires au carré) est le plus répandu dans la littérature.

Un des inconvénients majeur de l'optimisation statique est que les résultats obtenus pour les forces musculaires dépendent de la précision des données cinématiques en entrée. L'erreur au niveau des vitesses et accélérations, obtenues par dérivation de la position (Ladin et al., 1989), entraîne

également des erreurs sur les moments musculaires et donc dans l'estimation des forces musculaires (Patriarco et al., 1981 ; Manal et al., 2002).

Dans notre étude, nous choisissons de minimiser la somme des contraintes au carré comme la majeure partie des auteurs cités. En effet, ce critère permet de ne pas prédire d'énormes forces pour les muscles de petite section, et inversement, des petites forces pour les muscles à grosse section. Pour diminuer le nombre de solutions possibles, la résolution du système par optimisation statique est associée à la vérification de certaines contraintes. La première contrainte est évidente, comme nous l'avons déjà énoncé précédemment, les moments induits par les forces croisant l'articulation de la hanche équilibrent les moments intersegmentaires. La seconde contrainte repose sur le fait que la force exercée par le muscle est une force de traction et est par conséquent nécessairement positive. Enfin la dernière contrainte se base sur des travaux antérieurs (Pierrynowski, 1982 ; Brand et al., 1986 ; Willinger, 1988 ; Kromer, 1993) stipulant que la force d'un muscle ne peut pas dépasser une valeur maximale équivalente à 2 fois la force isométrique maximale. La force isométrique maximale

$F_{i\ iso}^{max}$ du muscle i est définie par Kromer (1993) par l'égalité $F_{i\ iso}^{max} = 33 \cdot PCSA_i$.

Finalement la mise en équation du problème se résume de la manière suivante :

$$\begin{aligned} \text{Critère à minimiser :} & \quad \sum \left(\frac{F_i}{PCSA_i} \right)^2 \\ \\ \text{Contraintes à respecter :} & \quad \left\{ \begin{aligned} M_{int}^x(C_H) &= \sum_{i=1}^{14} r_i^x \cdot F_i \\ M_{int}^y(C_H) &= \sum_{i=1}^{14} r_i^y \cdot F_i \\ M_{int}^z(C_H) &= \sum_{i=1}^{14} r_i^z \cdot F_i \end{aligned} \right. \\ \\ & \quad 0 \leq F_i < 2F_{i\ iso}^{max} \end{aligned}$$

L'optimisation statique nous permet de déterminer l'action de chaque muscle à chaque instant au cours du mouvement.

III.6 Détermination de la réaction de contact articulaire au niveau de la hanche

Lorsque les efforts musculaires sont déterminés, la réaction de contact articulaire $\overrightarrow{R_H}$ peut être calculée en appliquant à chaque instant le théorème de la résultante dynamique appliqué au système $S = \{ \text{pied} - \text{jambe} - \text{cuisse} \}$:

$$\sum \overrightarrow{F}_{ext \rightarrow S} = m_S \cdot \overrightarrow{\gamma}(G_S)$$

$$\sum \overrightarrow{F}_i + \overrightarrow{P}_{ped} + \overrightarrow{P}_{jambe} + \overrightarrow{P}_{cuisse} + \overrightarrow{R}_{sol \rightarrow pied} + \overrightarrow{R}_H = m_{S_{ped}} \cdot \overrightarrow{\gamma}(G_{S_{ped}}) + m_{S_{jambe}} \cdot \overrightarrow{\gamma}(G_{S_{jambe}}) + m_{S_{cuisse}} \cdot \overrightarrow{\gamma}(G_{S_{cuisse}})$$

La masse du segment pied étant négligeable devant la masse des autres segments, la réaction de contact articulaire \overrightarrow{R}_H au niveau de la hanche est exprimée de la manière suivante :

$$\overrightarrow{R}_H = m_{S_{jambe}} \cdot \overrightarrow{\gamma}(G_{S_{jambe}}) + m_{S_{cuisse}} \cdot \overrightarrow{\gamma}(G_{S_{cuisse}}) - \sum \overrightarrow{F}_i - \overrightarrow{P}_{jambe} - \overrightarrow{P}_{cuisse} - \overrightarrow{R}_{sol \rightarrow pied}$$

En projetant cette relation sur chaque axe, les trois composantes de la réaction de contact articulaire sont déterminées à chaque pas de temps au cours de la phase d'appui.

CHAPITRE 3

MODELISATION DU COMPORTEMENT BIOMECHANIQUE DE LA HANCHE SAIN

Après avoir précisé, dans le chapitre 1, la démarche suivie pour l'élaboration du modèle éléments finis de l'articulation de la hanche, la méthode utilisée pour la détermination des conditions de chargement a été détaillée dans le chapitre 2. Le chapitre qui suit présente les résultats obtenus pour la modélisation du comportement de l'articulation saine suite à l'implémentation du chargement dans le modèle éléments finis. Tout d'abord, les principes généraux du calcul par la méthode des éléments finis sont brièvement rappelés. Ensuite, les données cinématiques et dynamiques, issues des mesures expérimentales, sont décrites. A partir de ces données, la modélisation musculo-squelettique permet de déterminer les conditions de chargement de l'articulation saine : les résultats du calcul des efforts musculaires et de la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin sont détaillés. La réaction de contact articulaire ainsi déterminée est implémentée dans le modèle éléments finis et des simulations sont réalisées de manière quasi-statique pour plusieurs instants de la phase d'appui de la marche et de la montée d'escaliers. L'analyse de la répartition des pressions de contact au sein de l'articulation saine est effectuée et validée avec les pressions déjà mesurées ou calculées dans la littérature.

I. La méthode des éléments finis

I.1 Principe général

La méthode des éléments finis permet de rechercher une solution numérique pour des problèmes impossibles à résoudre analytiquement. Elle consiste à discrétiser un ensemble E en n éléments e_i appelés éléments finis définis par leurs nœuds. Ces éléments peuvent prendre des géométries différentes (tétraèdres, hexaèdres) selon les ensembles à modéliser.

La méthode des éléments finis consiste à exprimer dans un premier temps les champs de déformations et de contraintes en fonction des déplacements nodaux. L'énergie de déformation de l'élément est également exprimée en fonction de ces déplacements. Enfin, l'énergie potentielle totale est calculée par sommation puis les déplacements nodaux sont déterminés de manière à ce qu'ils minimisent cette énergie potentielle totale. Les différentes étapes de la méthode sont détaillées dans ce paragraphe et sont explicitées dans le cas particulier de l'élasticité linéaire.

I.1.1. Champ de déplacements et tenseur des déformations

Le champ de déplacements sur chacun des éléments s'exprime en fonction des déplacements nodaux $\{u^e\}$ de ce même élément par le biais des fonctions de forme $N_{ij}(M)$ de l'élément. Le champ de déplacement $\vec{u}(M)$ sur l'élément s'exprime de la façon suivante :

$$\vec{u}(M) = N_{ij}(M) \cdot u_j^e \cdot \vec{e}_i$$

où M est un point quelconque de l'élément.

Soit en notation matricielle : $\{u(M)\} = [N(M)] \cdot \{u^e\}$

où $[N(M)]$ est la matrice d'interpolation dont les éléments sont les fonctions d'interpolation ou fonctions de forme.

La mécanique des milieux continus permet d'exprimer les déformations et les contraintes au point M en fonction des déplacements nodaux :

$$2E_{ij} = \frac{\partial u_i(M)}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j(M)}{\partial x_i} + \frac{\partial u_j(M)}{\partial x_i} \cdot \frac{\partial u_i(M)}{\partial x_j}$$

$$2E_{ij} = \varepsilon_{ij} + \frac{\partial u_j(M)}{\partial x_i} \cdot \frac{\partial u_i(M)}{\partial x_j}$$

où E_{ij} sont les éléments du tenseur lagrangien des déformations de Green.

Dans le cas d'une transformation infinitésimale, seuls les termes du premier ordre sont pris en compte. De cette façon, le tenseur des petites déformations est exprimé comme suit :

$$2\varepsilon_{ij} = \frac{\partial u_i(M)}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j(M)}{\partial x_i}$$

$$\text{soit } \{\varepsilon\} = [L] \cdot \{u(M)\}$$

où $[L]$ est la matrice des dérivées.

Finalement en exprimant le champ de déplacement $\{u(M)\}$ en fonction des déplacements nodaux, on obtient la relation suivante :

$$\{\varepsilon\} = [B(M)] \cdot \{u^e\}$$

I.1.2. Tenseur des contraintes

Les lois de comportement des matériaux relient les contraintes aux déformations. D'une manière générale, en élasticité linéaire, ces lois s'expriment sous la forme :

$$\sigma_{ij} = D_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl}$$

où σ_{ij} sont les contraintes de Cauchy et les coefficients D_{ijkl} caractérisent le comportement du matériau.

$$\text{Soit en notation matricielle : } \{\sigma\} = [D] \cdot \{\varepsilon\}$$

Où $[D]$ est la matrice de comportement.

En utilisant cette relation, les contraintes sont exprimées en fonction des déplacements nodaux en utilisant les relations énoncées précédemment concernant le tenseur des déformations et les champs de déplacement :

$$\{\sigma\} = [D] \cdot [B(M)] \cdot \{u^e\}$$

I.1.3. Approximation de l'énergie potentielle sur l'élément e

L'énergie potentielle de l'élément Π^e est égale à l'énergie de déformation de l'élément à laquelle est soustrait le travail des forces externes imposées sur l'élément e (Dhatt et Touzot, 1984) :

$$\Pi^e = W_{def}^e - W_{ext}^e$$

Le travail des forces extérieures est égal à :

$$W_{ext}^e = \{u^e\}^T \cdot \{F^e\}$$

En explicitant l'énergie de déformation de l'élément e, la matrice de rigidité de l'élément est déterminée :

$$W_{def}^e = \frac{1}{2} \int_{V^e} [\varepsilon] \cdot [\sigma] \cdot dV$$

$$W_{def}^e = \frac{1}{2} \int_{V^e} [\varepsilon] \cdot [D] \cdot [\varepsilon] \cdot dV$$

$$W_{def}^e = \frac{1}{2} \int_{V^e} \{u^e\}^T \cdot [B(M)]^T \cdot [D] \cdot [B(M)] \cdot \{u^e\} \cdot dV$$

Etant donné que les termes $\{u^e\}^T$ et $\{u^e\}$ ne dépendent pas de la position spatiale du point M, la relation précédente devient :

$$W_{def}^e = \frac{1}{2} \{u^e\}^T \cdot \int_{V^e} ([B(M)]^T \cdot [D] \cdot [B(M)]) \cdot dV \cdot \{u^e\}.$$

$$\text{soit } W_{def}^e = \frac{1}{2} \cdot \{u^e\}^T \cdot [K^e] \cdot \{u^e\}$$

$[K^e]$ est la matrice de rigidité de l'élément e telle que :

$$[K^e] = \int_{V^e} [B(M)]^T \cdot [D] \cdot [B(M)] \cdot dV$$

Finalement, l'énergie potentielle élémentaire Π^e s'exprime sous la forme :

$$\Pi^e = \{u^e\}^T \cdot [K^e] \cdot \{u^e\} - \{u^e\}^T \cdot \{F^e\}$$

I.1.4. Variation de l'énergie potentielle totale

L'énergie de déformation totale de la structure est égale à la somme de toutes les énergies de déformations élémentaires des éléments qui composent la structure (Dhatt et Touzot, 1984). Ce qui s'écrit sous forme matricielle :

$$W_{def}^t = \sum_{e=1}^n W_{def}^e = \sum_{e=1}^n \left(\frac{1}{2} \cdot \{u^e\}^T \cdot [K^e] \cdot \{u^e\} \right)$$

$$\text{soit } W_{def}^t = \frac{1}{2} \cdot \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\}$$

où $[K]$ est la matrice de rigidité globale issue de l'assemblage de toutes les matrices de rigidité élémentaires et $\{U\}$ le vecteur colonne issus de l'assemblage des déplacements nodaux.

Le travail des forces extérieures total est donnée par :

$$W_{ext}^t = \sum_{e=1}^n W_{ext}^e = \sum_{e=1}^n \left(\{u^e\}^T \cdot \{F^e\} \right)$$

soit $W_{ext}^t = \{U\}^T \cdot \{F\}$

L'énergie potentielle totale Π s'écrit alors :

$$\Pi = W_{def}^t - W_{ext}^t = \frac{1}{2} \cdot \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} - \{U\}^T \cdot \{F\}$$

Les déplacements nodaux solutions du problème sont les déplacements qui minimisent l'énergie potentielle totale. Ce sont donc les déplacements nodaux qui annulent la variation de l'énergie potentielle totale. La variation d'énergie potentielle totale est telle que :

$$\partial \Pi = \partial \left(\frac{1}{2} \cdot \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} - \{U\}^T \cdot \{F\} \right)$$

avec $\partial \Pi = \frac{\partial \Pi}{\partial U_i}$

Soit en développant :

$$\begin{aligned} \partial \Pi &= \frac{1}{2} \cdot \partial \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} + \frac{1}{2} \cdot \{U\}^T \cdot [K] \cdot \partial \{U\} - \partial \{U\}^T \cdot \{F\} \\ &= \frac{1}{2} \cdot \partial \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} + \frac{1}{2} \cdot \partial \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} - \partial \{U\}^T \cdot \{F\} \\ &= \partial \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} - \partial \{U\}^T \cdot \{F\} \\ &= \partial \{U\}^T \cdot ([K] \cdot \{U\} - \{F\}) \end{aligned}$$

Finalement :

$$\partial \Pi = \partial \{U\}^T \cdot ([K] \cdot \{U\} - \{F\})$$

Les déplacements nodaux solutions sont ceux qui vérifient l'égalité :

$$\partial \{U\}^T \cdot ([K] \cdot \{U\} - \{F\}) = 0$$

équivalant à :

$$[K] \cdot \{U\} - \{F\} = 0$$

Trouver les déplacements nodaux solutions équivalent à résoudre le système suivant :

$$[K] \cdot \{U\} = \{F\}$$

C'est ce système que résout le code de calcul éléments finis dans le cas de l'élasticité linéaire. Il est donc important d'optimiser le maillage pour réduire au maximum la taille du système à résoudre et diminuer le coût en temps de calcul. La prise en compte des conditions aux limites permet d'éliminer les mouvements de corps rigides.

Lorsque les déplacements nodaux sont connus, les déplacements en tous points du milieu continu sont alors déduits de ces déplacements nodaux et des fonctions de forme associées. Les tenseurs de déformation et de contraintes en tous points en découlent également grâce aux lois de comportement des matériaux.

1.2 Le cas de l'hyperélasticité

Les lois de comportement hyperélastiques caractérisent des matériaux dont le comportement mécanique élastique engendre de grandes déformations comme c'est le cas de la plupart des polymères. Les milieux hyperélastiques sont des milieux pour lesquels il existe une énergie de déformation W_{def} à partir de laquelle les contraintes peuvent être déduites (d'après *Ansys® User's Manual guide : theory reference*). En écrivant cette énergie comme étant une fonction de \mathbf{E} (Tenseur des déformations de Green-Lagrange), on montre que le second tenseur des contraintes de Piola-Kirchoff Σ se calcule en dérivant l'énergie de déformation par unité de volume par rapport à \mathbf{E} :

$$\Sigma = \frac{\partial W_{def}}{\partial \mathbf{E}}$$

Un matériau hyperélastique est dit isotrope si et seulement si le principe d'indifférence matérielle permet d'exprimer l'énergie de déformation en fonction des invariants du tenseur des déformations I_1 , I_2 et I_3 :

$$W_{def} = W_{def}(I_1, I_2, I_3)$$

avec : $I_1 = tr(\mathbf{E})$; $I_2 = \frac{1}{2} \left[(tr(\mathbf{E}))^2 - tr(\mathbf{E}^2) \right]$; $I_3 = dét(\mathbf{E})$

Il existe plusieurs modèles hyperélastiques. Les modèles que nous avons évoqués dans notre étude pour la modélisation du comportement du cartilage articulaire sont le modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin et le modèle hyperélastique néo-hookéen.

Pour le modèle de Mooney-Rivlin, plusieurs expressions existent pour définir l'énergie de déformation selon la complexité du matériau. Les lois que l'on trouve pour le cartilage articulaire sont des lois à deux paramètres, de la forme :

$$W_{def} = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 1) + \frac{K}{2}(J - 1)^2$$

où C_{10} et C_{01} sont des paramètres caractéristiques du matériau. Pour le cartilage, des valeurs sont fournies dans la littérature (Ravi et al. 2003 ; Anderson et al., 2005), déterminées à partir d'essais réalisés sur des échantillons de cartilage. Le paramètre J est le rapport entre le volume élastique déformé et le volume initial.

La loi hyperélastique la plus simple est la loi néo-hookéenne. Certains auteurs l'utilisent également pour décrire le comportement mécanique du cartilage (Büchler et al., 2002 ; Ghadiali et al., 2004). Il s'agit d'un cas particulier de la loi de Mooney-Rivlin. L'énergie de déformation prend la forme :

$$W_{def} = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2$$

Les constantes matérielles introduites dans les relations précédentes sont le module de compressibilité K et le coefficient de Lamé μ calculés à partir du module d'Young E et du coefficient de Poisson ν tels que :

$$K = \frac{E}{3(1-2\nu)} \quad \text{et} \quad \mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

I.3 Formulation du problème de contact

Les problèmes de contact sont des problèmes non-linéaires en raison de l'évolution des conditions aux limites avec le chargement et éventuellement de la modification des propriétés mécaniques des surfaces de contact. Cependant, si la seule non-linéarité du problème provient des conditions aux limites, pour un contact avec ou sans frottement, la structure vérifiant les hypothèses de linéarité géométriques et matérielles, il s'agit de résoudre un problème non-linéaire même s'il n'est en fait non-linéaire que localement sur une partie réduite et limitée aux degrés de liberté susceptibles d'entrer en contact (Craveur, 1996).

Différentes techniques existent pour résoudre les problèmes de contact. La technique que nous utilisons est celle du lagrangien augmenté. Il s'agit de la combinaison de deux autres méthodes, la méthode de pénalités et la méthode des multiplicateurs de Lagrange, également très utilisées pour la résolution des problèmes de contact. Ce paragraphe décrit brièvement le principe de ces trois méthodes.

I.3.1. La méthode de pénalités

La méthode de pénalités, basée sur des méthodes itératives, consiste à introduire entre les éléments de contact (ou les paires de nœuds) en vis-à-vis des ressorts non linéaires. Lorsque le contact n'est pas établi, la raideur du ressort est nulle. Lorsque le contact est détecté, la raideur devient très grande

pour repousser les éléments et satisfaire la condition de non-interpénétration des surfaces en contact (Craveur, 1996). La résolution de ce type de problèmes se fait par des algorithmes itératifs comme celui de Newton-Raphson détaillé dans le paragraphe I.4.

Des facteurs de pénalisation k_i sont introduits dans l'expression du bilan énergétique :

$$\Pi^1 = \frac{1}{2} \cdot \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} - \{U\}^T \cdot \{F\} + \sum_i \left(\frac{k_i}{2} (U_i - \tilde{U}_i)^2 \right)$$

avec \tilde{U}_i contrainte ajoutée sur le champ de déplacements qui doit satisfaire l'équilibre et la condition de jeu.

Comme décrit précédemment, les conditions d'équilibre s'obtiennent en minimisant l'énergie du système, soit en résolvant l'équation $\frac{\partial \Pi^1}{\partial U_i} = 0 \quad \forall i$. La variation de l'énergie potentielle $\partial \Pi^1$ du

système s'écrit alors :

$$\partial \Pi^1 = \partial \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} - \partial \{U\}^T \cdot \{F\} + \sum_i (k_i (U_i - \tilde{U}_i) \cdot \partial U_i)$$

En introduisant le vecteur colonne $\{e_i\}$, dont toutes les composantes sont nulles exceptée la $i^{\text{ème}}$ composante, et le vecteur colonne des coefficients de pénalisation $\{k\}$, le système à résoudre devient :

$$\left([K] + \{k\}^T \cdot \{e_i\} \cdot \{e_i\}^T \right) \cdot \{U\} = \{F\} + \{k\}^T \cdot \{\tilde{U}\} \cdot \{e_i\}$$

En utilisant cette technique, on ajoute une très grande valeur sur le $i^{\text{ème}}$ élément de la diagonale de $[K]$ et une force correspondante est ajoutée de l'autre côté, de façon à ce que le déplacement U_i soit approximativement le même que \tilde{U}_i . C'est une technique efficace car elle ne rajoute pas d'équation supplémentaire au système.

Plus les facteurs de pénalisation sont grands, plus on se rapproche de la solution exacte, mais plus le système linéaire à résoudre est mal conditionné. Un compromis doit être trouvé entre le conditionnement du problème et les résultats obtenus par cette méthode.

I.3.2. La méthode des multiplicateurs de Lagrange

La méthode des multiplicateurs de Lagrange est une approche directe basée sur le théorème des travaux virtuels. Les multiplicateurs de Lagrange λ_i sont introduits dans le bilan énergétique. L'énergie potentielle totale de la structure dont on cherche à annuler la dérivée première est modifiée et s'écrit :

$$\Pi^2 = \frac{1}{2} \cdot \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} - \{U\}^T \cdot \{F\} + \sum_i (\lambda_i (U_i - \tilde{U}_i))$$

La variation de l'énergie potentielle $\partial\Pi^2$ du système est alors :

$$\partial\Pi^2 = \partial\{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} - \partial\{U\}^T \cdot \{F\} + \sum_i (\lambda_i \cdot \partial U_i + \partial\lambda_i \cdot (U_i - \tilde{U}_i))$$

Si on cherche à imposer $\frac{\partial\Pi^2}{\partial U_i} = 0$ (première ligne du système suivant) et $\frac{\partial\Pi^2}{\partial\lambda_i} = 0$ (deuxième ligne

du système suivant), on obtient :

$$\begin{bmatrix} [K] & \{e_i\} \\ \{e_i\} & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \{U\} \\ \{\lambda\} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \{F\} \\ \{\tilde{U}\} \end{bmatrix}$$

où $\{\lambda\}$ est le vecteur des multiplicateurs de Lagrange.

Les équations d'équilibre sans contraintes sont modifiées avec une équation additionnelle traduisant l'état de contrainte. Le problème non-linéaire de contact est résolu localement en terme d'une sous-matrice de dimension égale au nombre de degrés de liberté susceptibles d'entrer en contact. (Craveur, 1996).

La méthode des multiplicateurs de Lagrange permet de déterminer la solution exacte du problème de contact.

1.3.3. La méthode du lagrangien augmenté

La méthode du Lagrangien augmenté est une méthode mixte qui combine les deux méthodes précédentes. La formulation variationnelle du bilan énergétique est la suivante :

$$\Pi^3 = \frac{1}{2} \cdot \{U\}^T \cdot [K] \cdot \{U\} - \{U\}^T \cdot \{F\} + \sum_i \left(\frac{k_i}{2} (U_i - \tilde{U}_i)^2 + \lambda_i (U_i - \tilde{U}_i) \right)$$

L'avantage de cette méthode est qu'elle permet d'aboutir à la solution du problème sans faire tendre les facteurs de pénalisation vers l'infini, contrairement à la méthode de pénalités. Le mauvais conditionnement du système est ainsi évité. La méthode du Lagrangien augmenté est par ailleurs beaucoup moins coûteuse en temps de calcul comparée à la méthode des multiplicateurs de Lagrange. C'est pourquoi c'est cette méthode que nous choisissons d'utiliser pour résoudre notre problème de contact. La résolution du problème ainsi conditionné s'effectue en utilisant des algorithmes itératifs qui convergent vers la solution, tel que l'algorithme de Newton-Raphson.

I.4 Résolution de problèmes non-linéaires par la méthode itérative de Newton-Raphson

Une méthode numérique souvent utilisée pour la résolution des problèmes non-linéaires est la méthode itérative de Newton-Raphson.

Le système à résoudre lorsque l'on utilise ce type de méthode est le suivant :

$$\{R(\{U\})\} = \{F^a\} - [K(\{U\})] \cdot \{U\} \approx 0$$

$\{R(\{U\})\}$ désigne le vecteur des efforts résiduels. Résoudre ce système équivaut à déterminer le vecteur des déplacements généralisés $\{U^*\}$ tels que pour le chargement extérieur appliqué $\{F^a\}$, le vecteur des efforts résiduel est nul. La recherche de la solution nécessite la mise en place d'un procédé itératif à partir de la définition d'une valeur initiale des déplacements $\{U^0\}$ (Dhatt et Touzot, 1984) (figure 3.1).

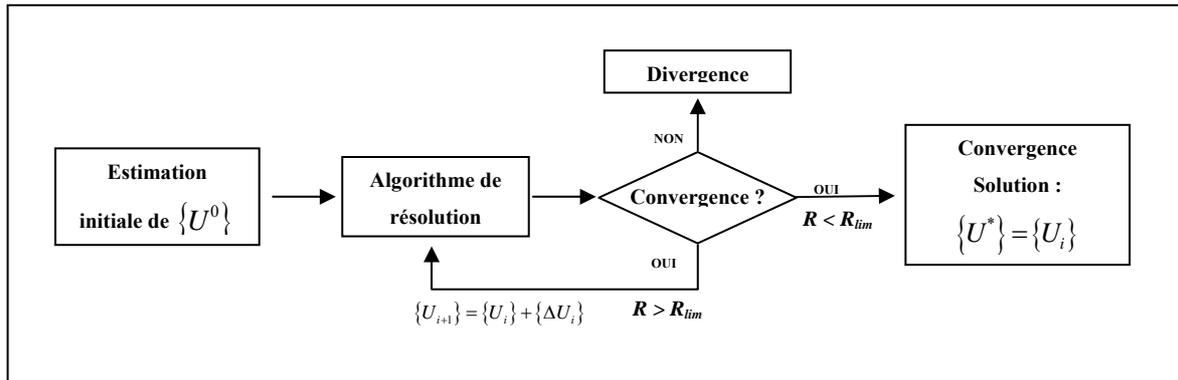


Figure 3.1 : Principe de résolution itératif des systèmes non-linéaires (d'après Campedelli, 2002).

A l'itération $i+1$, la détermination de $\{\Delta U_i\}$ nécessite de développer en série de Taylor au premier ordre au voisinage de $\{U_i\}$ l'expression du vecteur des efforts résiduels :

$$\begin{aligned} \{R(\{U_{i+1}\})\} &= \{R(\{U_i\} + \{\Delta U_i\})\} \\ &= \{R(\{U_i\})\} + \underbrace{\left[\frac{\partial \{R(\{U\})\}}{\partial \{U\}} \right]_{\{U_i\}}}_{[K'(\{U_i\})]} \cdot \{\Delta U_i\} \end{aligned}$$

La matrice $[K^t(\{U_i\})]$ est la matrice de rigidité tangente du système calculée en $\{U_i\}$, également notée \mathbf{K}_i^t (figure 3.2). Elle s'exprime en fonction des dérivées partielles de la matrice de rigidité $[K(\{U\})]$ et du vecteur des efforts extérieurs appliqués $\{F^a\}$:

$$[K^t(\{U_i\})] = - \left[\frac{\partial \{F^a\}}{\partial \{U\}} \right]_{\{U_i\}} + [K(\{U_i\})] + \left[\frac{\partial [K(\{U\})]}{\partial \{U\}} \cdot \{U\} \right]_{\{U_i\}}$$

A chaque itération, le problème est réduit à la résolution d'un système linéaire d'inconnue $\{\Delta U_i\}$.

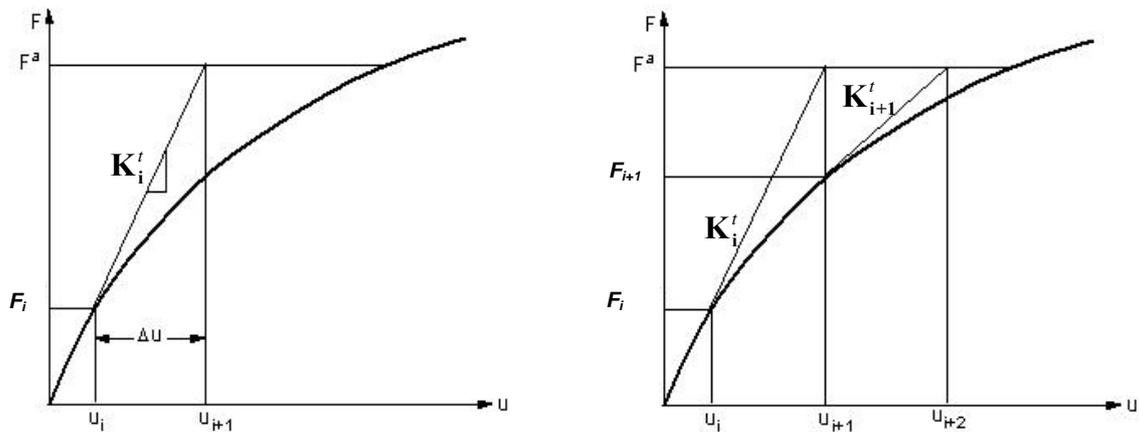


Figure 3.2 : Illustration du processus itératif de la méthode de Newton-Raphson (d'après ANSYS® *theory reference manual*). A : principe du calcul de la matrice de rigidité tangente à la première itération. B : principe de calcul de la matrice de rigidité tangente à la deuxième itération.

La figure 3.2 illustre de manière explicite le principe du calcul de la matrice de rigidité tangente \mathbf{K}_i^t à chaque itération. A chaque itération, \mathbf{K}_i^t est calculée à partir de la connaissance des termes $\{\Delta U_i\}$ (tel que $\{\Delta U_i\} = \{U_{i+1}\} - \{U_i\}$) et $\{F_i\}$ en appliquant la relation suivante déduite précédemment :

$$\mathbf{K}_i^t \cdot \{\Delta U_i\} = \{F^a\} - \{F_i\}$$

Le processus itératif s'arrête lorsque la solution converge, c'est-à-dire lorsque le vecteur des efforts résiduels tend vers une certaine limite (définie par la tolérance limite) voisine de 0.

L'algorithme détaillé de la méthode itérative de Newton-Raphson est présenté sur la figure 3.3 ci-dessous.

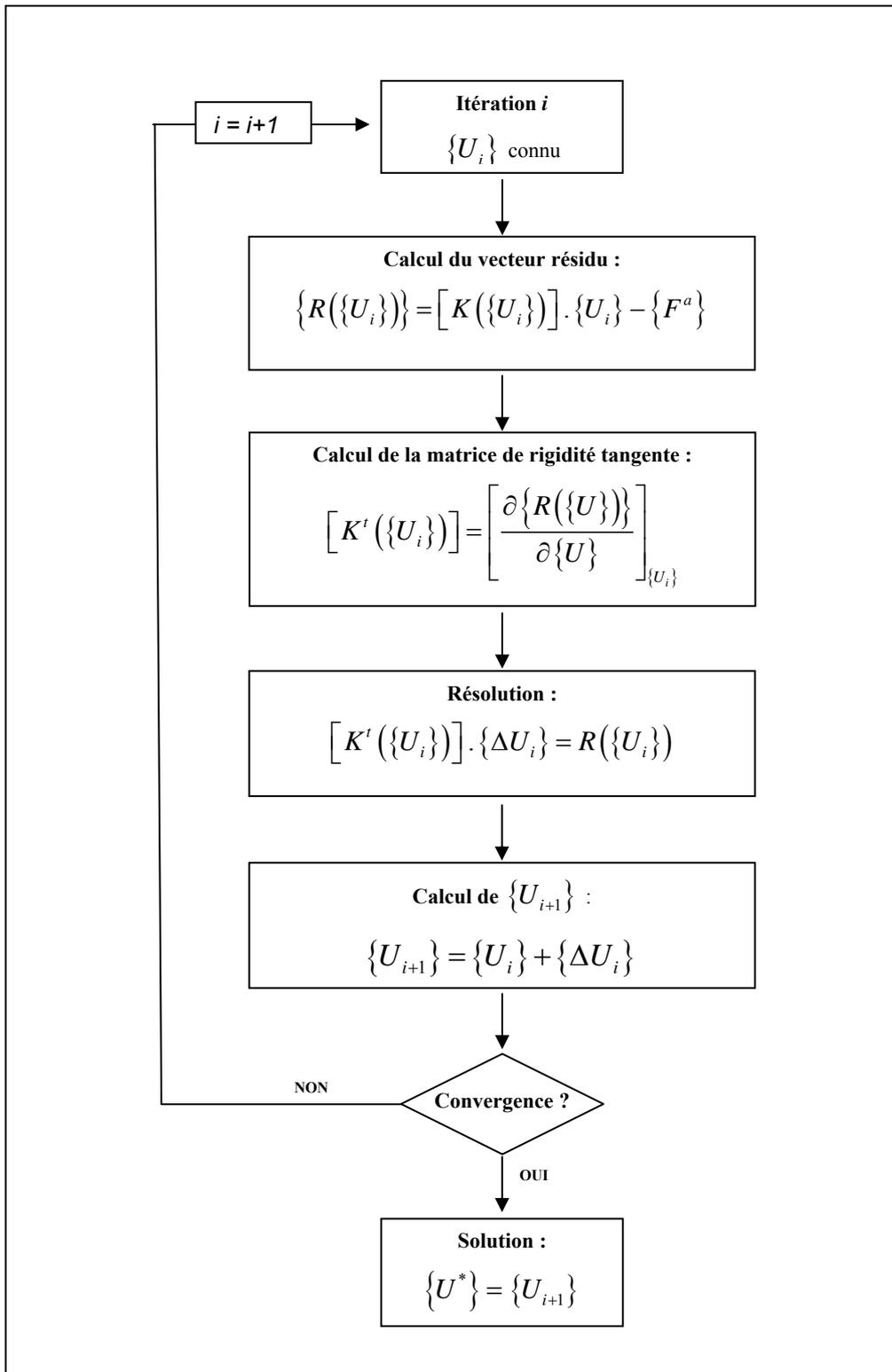


Figure 3.3 : Algorithme de résolution de la méthode itérative de Newton-Raphson (d'après Campedelli, 2002).

Ce bref rappel nous a semblé utile pour comprendre comment les résultats présentés dans la suite sont obtenus. Avant de procéder aux simulations éléments finis, les conditions de chargement à implémenter sont calculées à partir des données de l'analyse du mouvement par le biais de la modélisation musculo-squelettique.

II. Détermination des efforts au niveau de la hanche

II.1 Analyse du mouvement

II.1.1. Cinématique de la marche et de la montée d'escaliers

D'une manière générale, les mesures cinématiques donnent une description complète des déplacements segmentaires en termes de positions, de vitesses et d'accélération angulaires des articulations. Les résultats cinématiques présentés ci-après sont ceux obtenus pour un sujet sain ne présentant aucun désordre musculo-squelettique. Différentes caractéristiques concernant le sujet sont répertoriées dans le tableau 3.1.

Tableau 3.1 : Caractéristiques morphologiques concernant le sujet sain.

Caractéristiques morphologiques	
Sexe	féminin
Age	27 ans
Taille	165 cm
Poids	53 kg

Notre étude concerne l'analyse de la phase d'appui de la marche et de la phase d'appui de la montée d'escaliers. Pour la marche, il est demandé au sujet de marcher en regardant droit devant lui le plus naturellement possible, en adoptant une cadence proche de sa cadence habituelle de marche. La vitesse moyenne des marches enregistrées est de $5,93 \pm 0,3 \text{ km.h}^{-1}$. Elle est plus élevée que la vitesse moyenne couramment décrite dans la littérature, de l'ordre de 4 à 5 km.h^{-1} mais l'important est que le sujet analysé conserve un mouvement naturel. De plus, la vitesse de marche est très dépendante de l'environnement : nous ne marchons pas à la même vitesse dans un couloir étroit ou dans un espace libre. Une des différences observées lorsque la marche est accélérée est une diminution de la durée de la phase d'appui, celle de la phase d'oscillation variant très peu.

Pour la montée d'escaliers, le sujet marche normalement et monte ensuite trois marches de 17 cm de hauteur. L'enregistrement de la phase d'appui de la montée d'escaliers s'effectue lors de la montée de la première marche, c'est-à-dire lors du dernier appui au sol (la plateforme étant fixée au sol).

Pour les deux types de mouvements enregistrés, la phase d'appui est définie à partir du moment où le talon attaque le sol jusqu'au décollement des orteils du sol (figure 3.4).

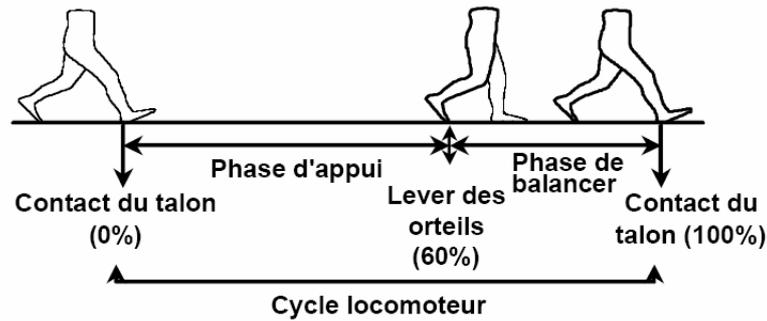


Figure 3.4 : Définition de la phase d'appui et de la phase de balancer au cours du cycle de la marche.

Pour l'ensemble des essais réalisés, les données obtenues sont normalisées temporellement c'est-à-dire que seule la phase d'appui est conservée. La détection des instants de début t_0 et de fin t_{100} de la phase d'appui est effectuée automatiquement à partir de l'enregistrement des forces de réaction du pied sur le sol. Dès lors que la composante verticale de cette force dépasse 10 N, c'est le début de la phase d'appui (t_0) et lorsque cette force redevient inférieure à 10 N, c'est la fin de la phase d'appui (t_{100}). Dix enregistrements sont réalisés successivement pour la marche et la montée d'escaliers. Après le recalage temporel pendant la phase d'appui pour chacun de ces enregistrements, les moyennes et écart-types sont calculés pour les différentes grandeurs.

Pour analyser l'orientation du pied au cours des mouvements, nous avons suivi les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) (Wu et al., 2002) pour la définition du repère segmentaire lié au pied, considéré rigide. Nous avons également défini, pour chaque enregistrement, un repère fixe pour lequel l'axe antéro-postérieur coïncide avec la direction moyenne de la marche du sujet : « Repère Marche ». Les angles sont alors calculés en utilisant la séquence autour d'axes mobiles préconisée pour l'ensemble des articulations (Flexion, abduction, rotation) en considérant que le repère lié au segment « proximal » était ici le « Repère Marche ».

L'évolution moyenne de l'orientation du pied par rapport au sol est présentée sur la figure 3.5 au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la phase d'appui de la montée d'escaliers (b). L'angle frontal à l'attaque du talon, nous indique que le pied est en supination (la plante s'oriente vers le dedans) : le pied attaque le sol par le bord externe du talon puis se rabat entièrement sur le sol pendant le premier double appui de 0 à 20% de la phase d'appui. Ensuite, normalement, le pied est à plat sur le sol pendant toute la durée de la phase d'appui monopodal entre 20 et 60 % de la phase d'appui. Cependant, pendant cette période, l'angle frontal calculé est voisin de 8° . Deux hypothèses sont avancées pour expliquer cette valeur qui devrait être a priori nulle. La première est qu'il peut s'agir d'un petit défaut lié à la façon de marcher ou de monter l'escalier du sujet : son pied demeure en légère supination lors de la phase d'appui. La seconde hypothèse, la plus probable, est qu'il peut s'agir d'un décalage de la courbe liée à la pose des marqueurs. En effet, dans notre approche, nous ne choisissons pas de définir le zéro absolu des courbes à partir d'une position de référence statique.

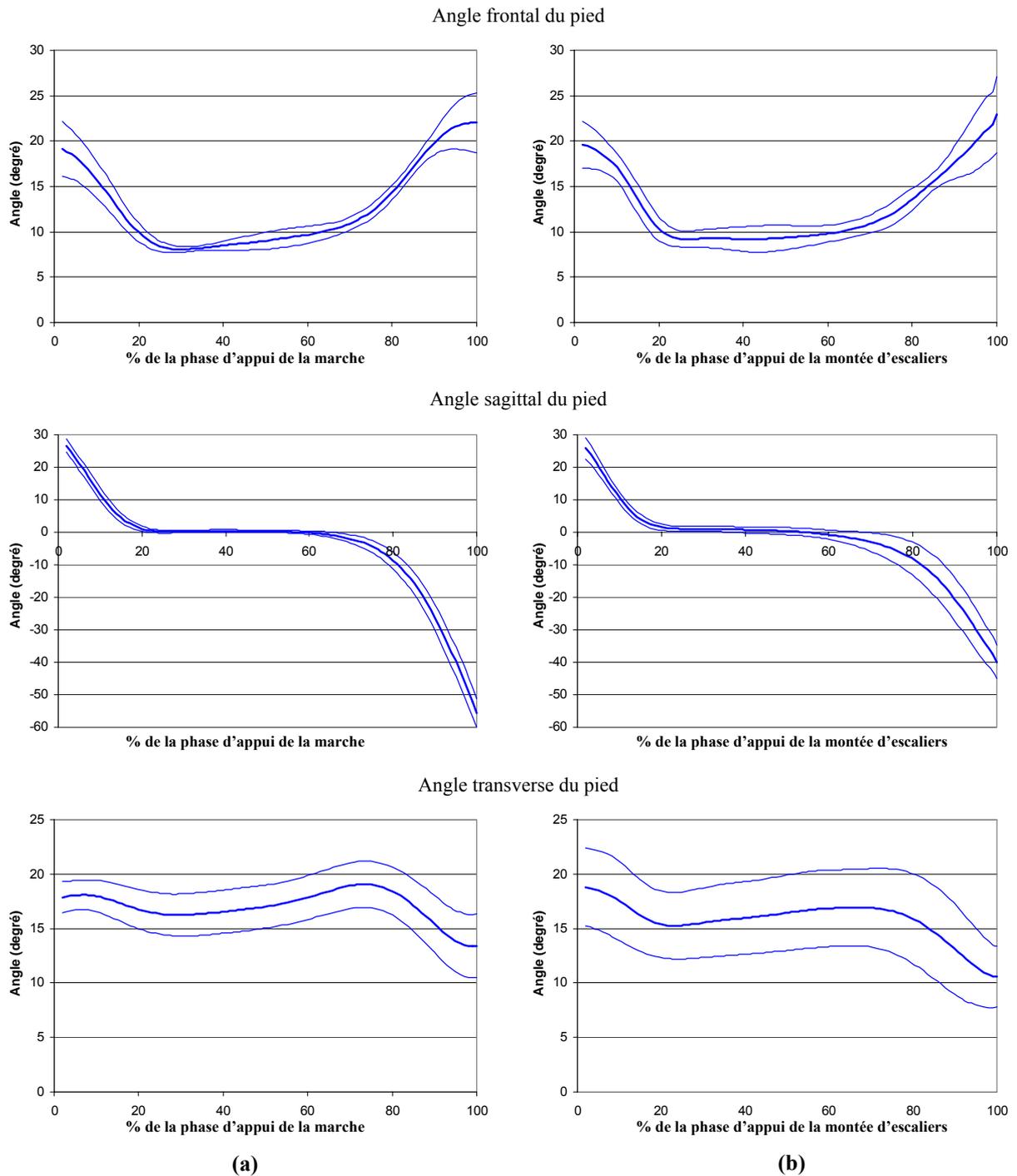


Figure 3.5 : Cinématique du pied : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). Les angles frontal, sagittal et transverse sont présentés pour le sujet sain au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la montée d'escaliers (b). Les valeurs positives indiquent une supination du pied dans le plan frontal, une flexion du pied dans le plan sagittal et une rotation externe du pied dans le plan transverse.

L'évolution moyenne de l'angle sagittal nous indique qu'à l'attaque du talon, le pied est en flexion par rapport au sol. De 0 à 20% de la phase d'appui (de la marche et de la montée d'escaliers), pendant le premier double appui, le pied parcourt 30° en se rabattant sur le sol. Ensuite, pendant la phase d'appui monopodal, de 20 à 60% de la phase d'appui, le pied reste à plat, l'angle sagittal mesuré est nul. A la fin de cette période, le talon se décolle progressivement du sol. Au cours du second appui bipodal, de 60 à 100% de la phase d'appui, le talon est nettement décollé du sol, le pied est en extension et repose au sol par l'avant puis par les orteils. Lorsque les orteils quittent le sol, le pied est en extension de 60° par rapport au sol.

Concernant l'évolution moyenne de l'angle transverse, elle est quasiment constante pendant toute la durée de la phase d'appui. Il s'agit de l'angle du pas (figure 3.6) compris entre 15 et 20° chez notre sujet.

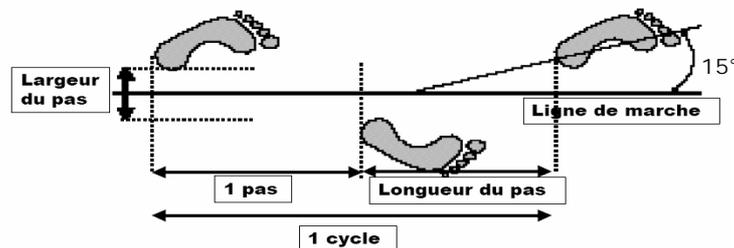


Figure 3.6 : Caractéristiques spatiales de la marche : la largeur du pas, la longueur du pas et l'orientation du pas généralement égale à 15°.

La cinématique de la hanche nous renseigne sur l'orientation relative du fémur par rapport au bassin. Les angles sont calculés en utilisant la séquence autour d'axes mobiles préconisée par la Société Internationale de Biomécanique, dans l'ordre : Flexion, abduction, rotation (Wu et al., 2002). Les mesures des angles d'adduction/abduction, de flexion/extension et de rotation externe/interne de la hanche lors de la phase d'appui de la marche (figure 3.7 (a)) et de la phase d'appui de la montée d'escaliers (figure 3.7 (b)) sont présentées ci-après.

L'évolution moyenne de l'angle d'adduction/abduction au cours de la phase d'appui de la marche nous indique que la hanche, initialement en abduction (angle égal à -8°) à l'attaque du pied, passe progressivement en adduction au cours du premier double appui (de 0 à 20% de la phase d'appui). L'angle d'adduction est quasiment constant au voisinage de 5° au cours de la phase d'appui monopodal (de 20 à 60%). A la fin de l'appui, pendant le second double appui, la hanche passe à nouveau en abduction lorsque les orteils quittent le sol.

Lors de la phase d'appui de la montée d'escaliers, la hanche est également en abduction à l'attaque du talon et passe progressivement en adduction à 20% de la phase d'appui où elle atteint un maximum de 4° en adduction. Ensuite, l'angle d'adduction/abduction décroît jusqu'à la fin de l'appui. La hanche passe en abduction à environ 40% de la phase d'appui pour atteindre un angle maximal en abduction de -10° au décollement des orteils.

L'angle de flexion/extension indique que la hanche est en flexion (28° pour la marche et 22° pour la montée d'escaliers) à l'attaque du pied. Une décroissance progressive est ensuite observée jusqu'à l'extension maximale de la hanche (-28° pour la marche et -8° pour la montée d'escaliers) à 80% de la

phase d'appui. A la fin de l'appui, de 80 à 100%, la hanche diminue son extension. La valeur maximale de l'extension lors de la phase d'appui de la marche est un peu élevée en comparaison avec d'autres valeurs trouvées dans la littérature (figures 3.8 et 3.9).

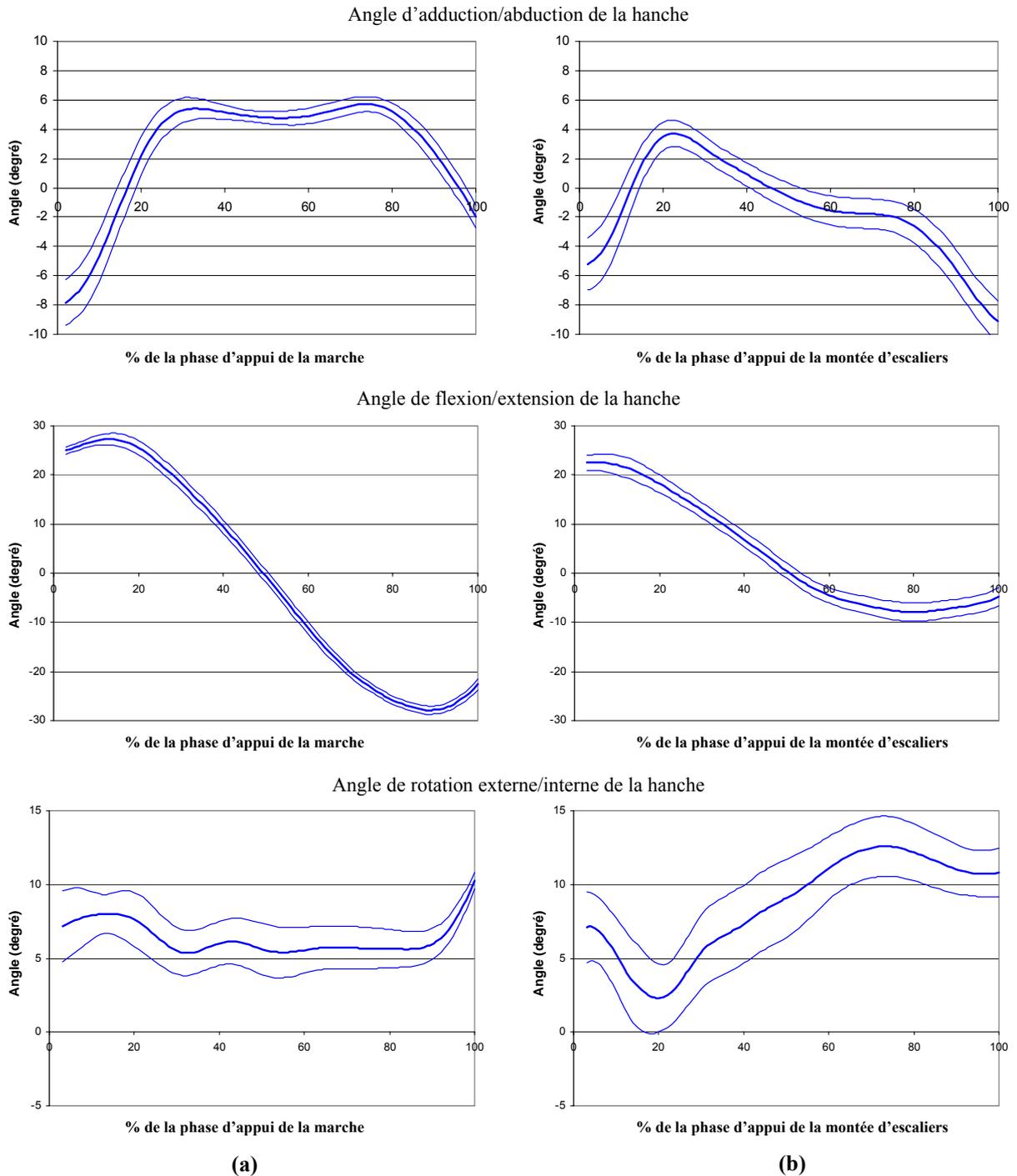


Figure 3.7 : Cinématique de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). Les angles d'adduction/abduction, de flexion/extension et rotation externe/interne sont présentés pour le sujet sain au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la montée d'escaliers (b). Les valeurs positives indiquent une adduction de la hanche, une flexion de la hanche et une rotation externe de la hanche.

Cette différence peut s'expliquer par la vitesse de marche du sujet plus élevée que la moyenne, entraînant une longueur de pas et une extension plus importantes. D'ailleurs, lors de la montée d'escaliers, la longueur de pas est plus faible que celle observée pendant la marche, et dans ce cas l'extension maximale est nettement moins importante.

L'angle de rotation externe/interne mesuré est positif tout au long de la phase d'appui de la marche et de la phase d'appui de la montée d'escaliers, nous indiquant que la hanche est constamment en rotation externe. L'amplitude de la rotation reste constante au cours de la marche. Cette même amplitude évolue quelque peu au cours de la montée d'escaliers. En effet, de 0 à 20%, la rotation externe diminue jusqu'à devenir nulle à 20%. Au-delà de 20%, la rotation externe croît progressivement pour atteindre un maximum de 10° à 80% et ce, jusqu'à la fin de l'appui.

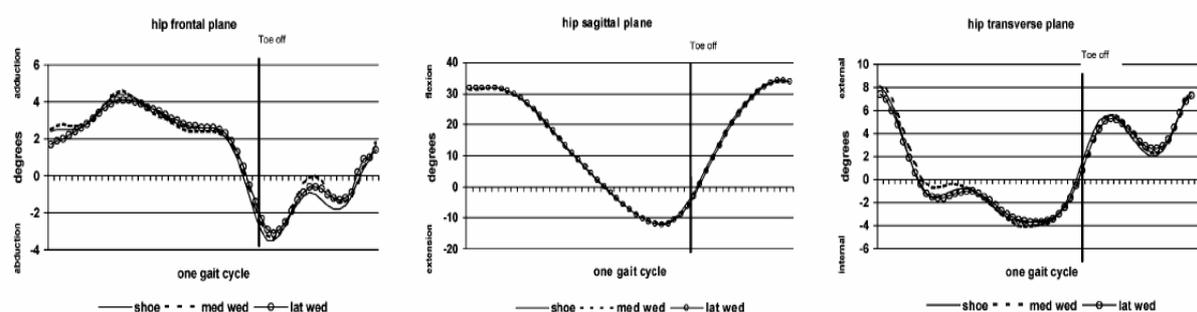


Figure 3.8 : Cinématique de la hanche déterminée par Nester et al. (2003). Les résultats présentés sont les valeurs moyennes calculées à partir de l'acquisition de données pour 15 sujets dans trois conditions expérimentales différentes. Les angles positifs indiquent une adduction, une flexion et une rotation externe de la hanche (Wu et al., 2002).

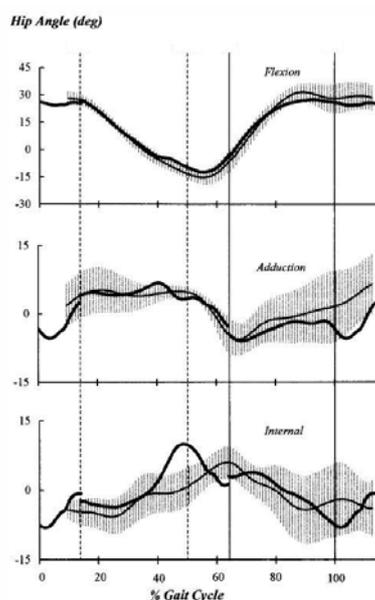


Figure 3.9 : Cinématique de la hanche déterminée par Anderson et Pandy (2001). Les résultats présentés sont ceux déterminés pour 5 sujets (traits gris). Les angles positifs indiquent une flexion, une adduction et une rotation interne de la hanche.

L'étude de Borghese et al. (1996) a pour objectif l'analyse de la marche normale afin de déterminer les patterns cinématiques caractéristiques du membre inférieur pendant la locomotion. Concernant la

hanche, ils précisent que pendant quasiment toute la phase d'appui de la marche, elle est en adduction et que l'amplitude des variations observées pour l'angle d'adduction/abduction est généralement faible, de l'ordre de 10° . Dans le plan sagittal, ils observent que la hanche est en flexion maximale juste avant l'attaque du talon au début de l'appui. Elle atteint son extension maximale au lever du talon à la fin de l'appui. Selon les auteurs, l'amplitude de flexion et d'extension de la hanche est étroitement liée à la vitesse de marche et est très variable selon les individus. Cette variabilité est également observée au niveau de l'angle de rotation de la hanche. La cinématique de la hanche déterminée pour notre sujet est en accord avec les mesures de Borghese et al. (1996). Nester et al. (2003) présentent les résultats qu'ils obtiennent pour la cinématique de la hanche au cours de la marche normale (figure 3.8). Les patterns des angles d'adduction/abduction et de flexion/extension sont relativement similaires aux nôtres. L'angle de rotation de la hanche est très variable au cours de la marche (Borghese et al., 1996) : pour notre sujet sain, elle est en rotation externe tout au long de l'appui alors que pour Nester et al. (2003), elle se trouve en rotation interne pendant la majeure partie de la phase d'appui. Les patterns cinématiques d'Anderson et Pandy (2001) (figure 3.9), pour l'angle d'adduction/abduction et de flexion/extension, suivent la même évolution au cours de la phase d'appui que celle des patterns que nous obtenons. D'une manière générale, l'évolution de la cinématique de la hanche de notre sujet au cours de la marche est cohérente par rapport aux résultats observés dans la littérature.

II.1.2. Détermination des moments intersegmentaires au niveau de la hanche

Les moments intersegmentaires sont calculés par une approche de dynamique inverse utilisant le formalisme des matrices homogènes, mis en place au laboratoire par Doriot et Chèze (Doriot et Chèze, 2004), à partir des mesures synchronisées du système d'analyse du mouvement et de la plateforme de forces.

L'évolution moyenne des trois moments intersegmentaires calculés au niveau de la hanche est présentée sur la figure 3.10 pendant la phase d'appui de la marche (a) et la phase d'appui de la montée d'escaliers (b). Les composantes sont exprimées dans le repère anatomique lié au bassin (annexe 1). Les amplitudes des moments sont normalisées par rapport au poids du corps afin de faciliter la comparaison des résultats avec ceux rapportés dans la littérature pour d'autres sujets.

Le moment autour de l'axe antéro-postérieur est principalement abducteur tout au long de la phase d'appui. Deux extrema sont observés aux alentours de 20% et 80% de la phase d'appui. L'amplitude maximale atteint $0,8 \text{ Nm.kg}^{-1}$ à 80% de la phase d'appui de la marche et $0,7 \text{ Nm.kg}^{-1}$ à 20% de la phase d'appui de la montée d'escaliers.

Le moment autour de l'axe médio latéral présente deux phases successives. La première est une phase de décroissance jusqu'à un premier extremum en extension ($-0,8 \text{ Nm.kg}^{-1}$ à 15% pour la marche et $-0,5 \text{ Nm.kg}^{-1}$ à 15% pour la montée d'escaliers). La seconde est une phase de croissance jusqu'à un deuxième extremum en flexion (1 Nm.kg^{-1} à 90% pour la marche et $0,2 \text{ Nm.kg}^{-1}$ à 90% pour la montée d'escaliers).

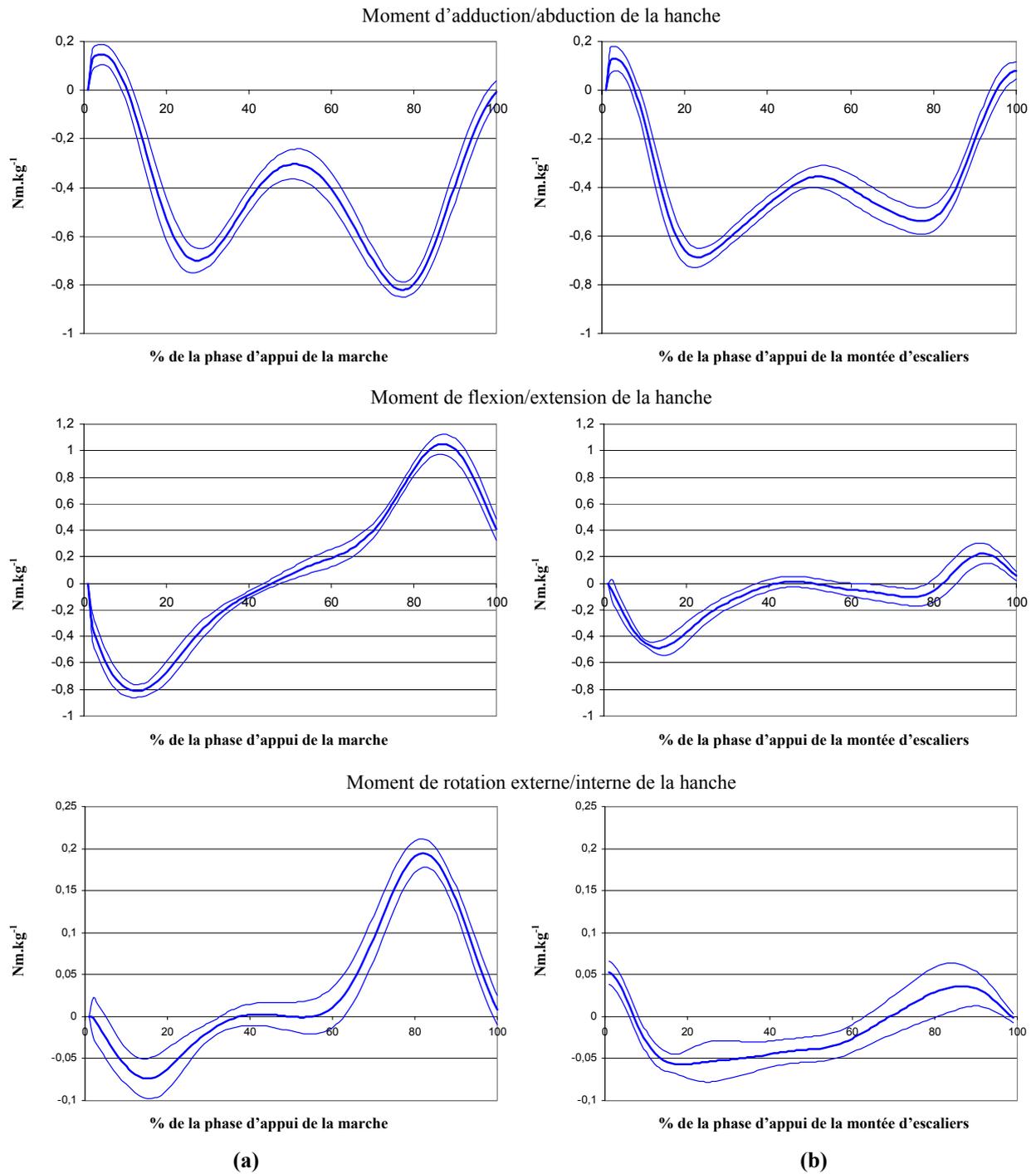


Figure 3.10 : Moments musculaires déterminés au niveau de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). Les moments d'adduction/abduction, de flexion/extension et de rotation externe/interne calculés respectivement autour des axes antéro-postérieur, médiolatéral et vertical du segment bassin sont présentés pour le sujet sain au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la montée d'escaliers (b). Les valeurs positives indiquent un moment d'adduction, de flexion et de rotation externe.

Le moment autour de l'axe vertical agit successivement en rotation interne puis en rotation externe. Pendant la marche, le moment est rotateur interne durant la première moitié de la phase d'appui puis devient rotateur externe pendant la seconde moitié. Les extrema atteints successivement à 15 % en rotation interne puis à 80% en rotation externe sont respectivement de $-0,075 \text{ Nm.kg}^{-1}$ et $0,02 \text{ Nm.kg}^{-1}$. Pendant la montée d'escaliers, le moment est rotateur interne jusqu'à 60% de la phase d'appui puis devient rotateur externe jusqu'à la fin de l'appui. Les extrema atteints successivement à 15% en rotation interne puis à 95% en rotation externe sont respectivement de $-0,06 \text{ Nm.kg}^{-1}$ et $0,03 \text{ Nm.kg}^{-1}$. Les amplitudes du moment de rotation sont plus importantes pendant la marche que pendant la montée d'escaliers. Cependant, ces amplitudes restent faibles en comparaison avec celles déterminées pour les moments d'adduction/abduction et de flexion/extension.

Chez notre sujet, les amplitudes des moments sont beaucoup plus importantes pendant la marche que pendant la montée d'escaliers. Or, il est logique de penser que lorsque le sujet monte une marche, l'effort fourni pour propulser le corps vers le haut est plus important que celui fourni pour propulser le corps en avant lors de la marche. Dans ce cas, l'amplitude des moments calculés à la montée à la fin de l'appui (phase propulsive), devrait être plus importante que celle des moments calculés pendant la marche. Bergmann et al. (2001) trouvent effectivement que les moments intersegmentaires calculés pendant la phase d'appui de la montée d'escaliers (amplitude maximale du moment égale à $0,5 \text{ Nm.kg}^{-1}$) sont légèrement supérieurs à ceux calculés pendant la marche (amplitude maximale du moment égale à $0,45 \text{ Nm.kg}^{-1}$) (figure 3.11). Le résultat inverse que nous obtenons peut être expliqué en partie par la vitesse de marche élevée du sujet et l'extension importante de hanche qui en résulte. En effet, l'effort fourni pour ramener la jambe vers l'avant depuis l'extension maximale, engendre, à la fin de l'appui (80% de la phase d'appui de la marche), une élévation importante de l'amplitude des moments calculés autour des différents axes.

Si nous comparons les amplitudes des moments intersegmentaires que nous obtenons pendant la marche avec celles disponibles dans la littérature (figure 3.11), un grand nombre de similitudes sont trouvées. Le moment d'abduction maximal calculé par Nester et al. (2003) est égal à $0,8 \text{ Nm.kg}^{-1}$. Glitsch et Baumann (1997) obtiennent pour le même moment une valeur maximale de $1,4 \text{ Nm.kg}^{-1}$. Pour notre sujet, le moment maximal déterminé en abduction est en accord avec ces résultats et atteint $0,8 \text{ Nm.kg}^{-1}$. Pour le moment d'extension et le moment de flexion, nos valeurs maximales sont respectivement de $0,8 \text{ Nm.kg}^{-1}$ et 1 Nm.kg^{-1} . Les moments calculés par Nester et al. (2003) et Glitsch et Baumann (1997) sont du même ordre de grandeur que les nôtres puisqu'ils sont de $0,7 \text{ Nm.kg}^{-1}$ en extension et aux alentours de 1 Nm.kg^{-1} en flexion. En ce qui concerne les moments de rotation, des convergences sont également observables : les différents résultats rapportés dans la littérature ainsi que les nôtres oscillent entre $0,1 \text{ Nm.kg}^{-1}$ et $0,2 \text{ Nm.kg}^{-1}$ en rotation interne puis en rotation externe.

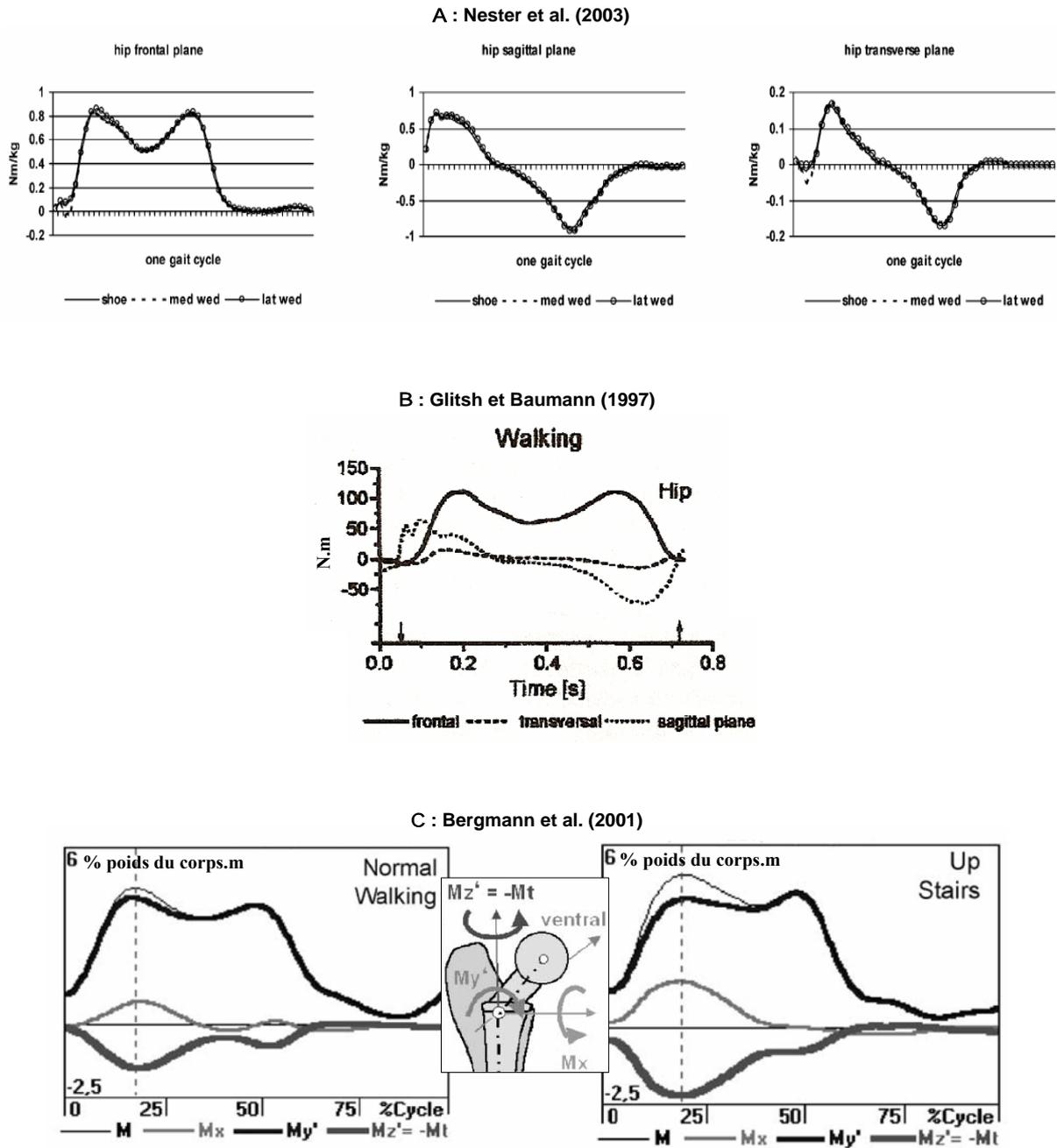


Figure 3.11 : Moments intersegmentaires au niveau de la hanche : moment d’adduction/abduction autour de l’axe antéro-postérieur (plan frontal), moment de flexion/extension autour de l’axe médio-latéral (plan sagittal) et de rotation externe/interne autour de l’axe vertical (plan transverse). A : moments calculés par Nester et al. (2003) au cours de la marche. B : moments calculés par Glitsch et Baumann (1997) au cours de la phase d’appui de la marche (poids du sujet égal à 82kg). C : moments calculés par Bergmann et al. (2001) au cours de la marche (à gauche) et au cours de la montée d’escaliers (à droite). Pour A, B et C, les moments positifs indiquent un moment d’adduction dans le plan frontal, un moment d’extension dans le plan sagittal et un moment de rotation interne dans le plan transverse.

Les moments d'abduction et de flexion/extension calculés par Bergmann et al. (2001) sont d'amplitudes plus faibles : la valeur maximale relevée pour le moment d'abduction est de $0,5 \text{ Nm.kg}^{-1}$, de $0,5 \text{ Nm.kg}^{-1}$ pour le moment d'extension et seulement de $0,02 \text{ Nm.kg}^{-1}$ pour le moment de flexion. Cette différence d'amplitude peut être expliquée par le fait que les sujets de l'étude de Bergmann et al. (2001) sont des sujets pathologiques porteurs de prothèses de hanche alors que dans notre cas et dans celui de Nester et al. (2003) et Glitsch et Baumann (1997), les moments sont déterminés pour des sujets sains.

II.2 Etat de chargement de l'articulation de la hanche

II.2.1. Détermination des efforts musculaires

A partir de la mesure des positions relatives du fémur par rapport au bassin pendant la phase d'appui, les bras de levier pour chacun des muscles sont déterminés à chaque instant selon la méthode décrite au paragraphe III.4 du chapitre 2. Les coordonnées musculaires prises en comptes dans le modèle musculo-squelettique, pour le calcul des bras de levier, figurent en annexe 3.

Les efforts musculaires équilibrant les moments intersegmentaires sont calculés au cours de la phase d'appui de la marche et de la phase d'appui de la montée d'escaliers (paragraphe III.5 du chapitre 2).

Dans un premier temps, nous présentons les amplitudes musculaires déterminées pendant la marche (figure 3.12). Après l'analyse et la validation des résultats obtenus pour la marche, les résultats concernant la montée d'escaliers sont présentés (figure 3.14).

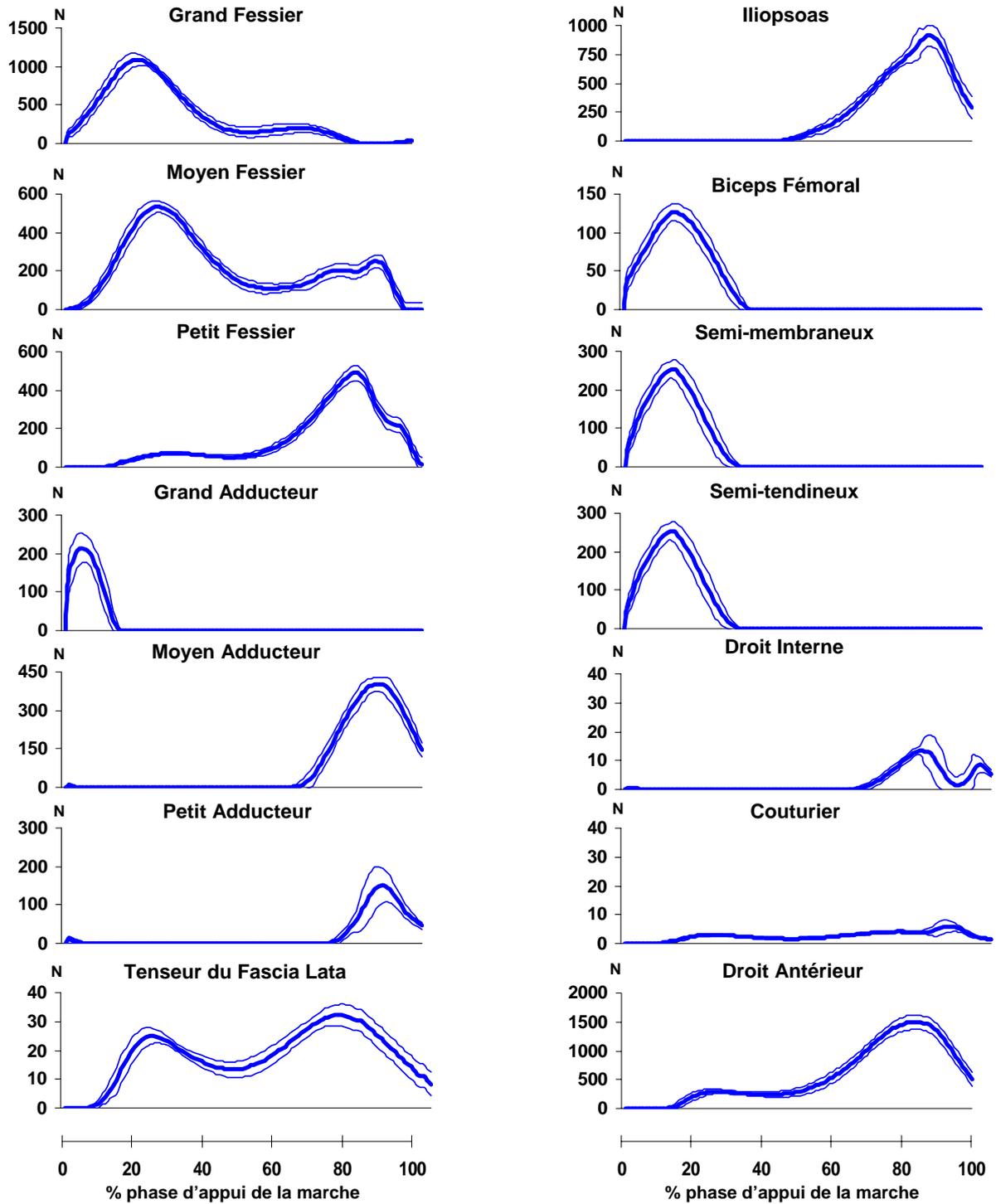


Figure 3.12 : Intensités des muscles croisant l'articulation de la hanche estimées au cours de la phase d'appui de la marche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin).

A l'attaque du talon, de 0 à 2% du cycle (de 0 à 3% de la phase d'appui), la hanche est en flexion. Nos résultats montrent que le moment de flexion, créé au niveau de la hanche par les forces de réaction au sol, est contrôlé par l'action simultanée du grand fessier et des ischio-jambiers (biceps fémoral, semi-membraneux et semi-tendineux).

La mise en charge du membre inférieur en appui suit l'attaque du talon jusqu'à 10% du cycle (jusqu'à 20% de la phase d'appui). Pendant cette période, le bassin est stabilisé par l'action commune du tenseur du fascia lata et des petit et moyen fessiers. L'avancée du membre inférieur est le résultat de l'action conjointe du grand fessier, du tenseur du fascia lata, des ischio-jambiers, du grand adducteur et du droit antérieur. L'action de ces muscles pendant cette phase d'appui de réception, est visible sur nos courbes, excepté pour le droit antérieur pour lequel l'amplitude calculée par le modèle est nulle.

Au cours de la phase d'appui monopodal, entre 10 et 30% du cycle (de 20 à 50% de la phase d'appui), le corps est en équilibre sur le membre en appui. Le grand fessier cesse son activité lorsque la force de réaction au sol passe en arrière de la hanche. Dans le plan sagittal, la hanche fléchie se redresse et s'étend, dans un mouvement passif contrôlé par l'action du tenseur du fascia lata, du droit antérieur et des petit et moyen fessiers.

La phase terminale de l'appui, entre 30 et 50% du cycle (entre 50 et 85% de la phase d'appui), est la phase postérieure d'élan pendant laquelle le corps est propulsé en avant. D'après nos résultats, pendant cette période, la hanche poursuit son extension principalement sous l'action des fessiers.

Enfin, la phase pré-oscillante, entre 50 et 60% du cycle (entre 85 et 100% de la phase d'appui), met fin à la phase d'appui avec le décolllement des orteils. Le droit antérieur, aidé de l'iliopsoas, initie la flexion de la hanche. Dans le même temps, les adducteurs contrôlent le déplacement latéral du bassin.

Nos résultats concernant l'évolution des efforts musculaires calculés pendant la marche sont comparés avec les patterns EMG typiquement enregistrés pendant la marche (tableau 3.2) et avec les résultats disponibles dans la littérature (figure 3.13).

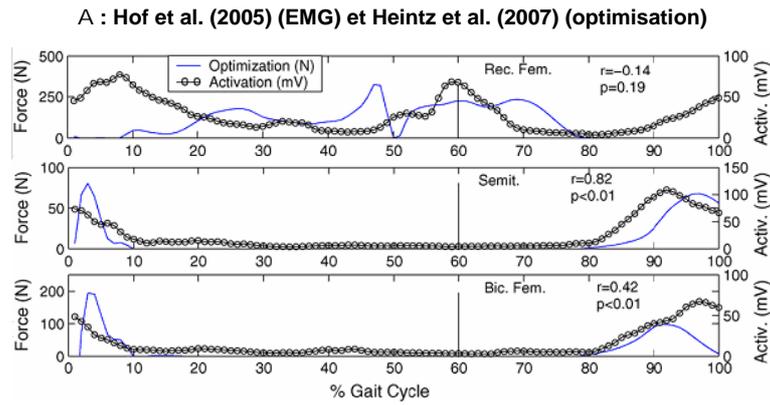
Tableau 3.2 : Activation des 14 muscles de notre modèle pendant un cycle de marche (0 à 100%). La phase d'appui de la marche se déroule entre 0 et 60% du cycle.

Muscles	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
Iliospsaos							■	■		
Couturier							■	■		
Droit interne	■								■	■
Droit antérieur	■	■					■	■		■
Grand adducteur					■	■	■			
Petit adducteur						■	■			
Moyen adducteur					■	■	■			
Tenseur fascia lata		■	■	■	■					
Grand fessier	■	■								■
Semi-tendineux	■								■	■
Semi-membraneux	■								■	■
Moyen fessier	■	■	■	■						■
Petit fessier	■	■	■	■						■
Biceps fémoral	■									■

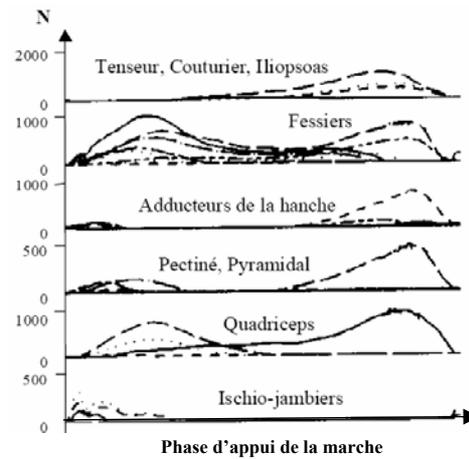
D'après nos courbes (figure 3.12), les muscles mis en jeu au début de l'appui (de 0 à 10% du cycle, soit de 0 à 20% de la phase d'appui) sont le grand fessier, les ischio-jambiers (biceps fémoral, semi-membraneux et semi-tendineux), le tenseur du fascia-lata et le grand adducteur. Ce résultat est également celui trouvé par les modèles d'optimisation de Glitsch et Baumann (1997), d'Anderson et Pandy (2001) et de Heintz et al. (2007) (figure 3.13). Le tableau 3.2 confirme l'activation de ces muscles au début de l'appui. Par ailleurs, ce tableau montre que le droit antérieur devrait agir pendant cette période. Les signaux EMG enregistrés pour ce muscle par Hof et al. (2005) et par Anderson et Pandy (2001) indiquent également une activité du droit antérieur en début d'appui. Cependant, les résultats de Heintz et al. (2007), obtenus par optimisation et concernant la force développée par le droit antérieur, sont similaires à ceux que nous obtenons : l'amplitude musculaire est nulle de 0 à 10% du cycle (de 0 à 20% de la phase d'appui). Glitsch et Baumann (1997) obtiennent des amplitudes musculaires pour le quadriceps. Le muscle quadriceps englobe le droit antérieur et les muscles vastes (vastus latéral, médial et intermédiaire) extenseurs du genou. Tous les muscles du quadriceps sont normalement actifs au début de l'appui. Selon Glitsch et Baumann (1997), certains chefs du quadriceps interviennent au début de l'appui et les autres à la fin de l'appui mais ils ne précisent pas explicitement lesquels. Nous ne connaissons donc pas leur résultat pour le droit antérieur.

De 10 à 30% du cycle (de 20 à 50% de la phase d'appui), les forces musculaires obtenues pour le tenseur du fascia lata, le droit antérieur et les fessiers sont en accord avec la littérature. Au milieu de l'appui, la participation du droit antérieur est confirmée par Hof et al. (2005) et Heintz et al. (2007) à la fois par les signaux EMG mesurés et par les résultats de l'optimisation statique. Le tableau 3.2 nous confirme que le grand fessier n'agit plus et que le tenseur du fascia lata et les petit et moyen fessiers prennent le relais. Pendant cette période de l'appui, Glitsch et Baumann (1997) et Anderson et Pandy (2001) obtiennent les mêmes patterns d'amplitudes musculaires pour les fessiers et le tenseur du fascia lata.

En accord avec nos résultats, Anderson et Pandy (2001) montrent que le droit antérieur et l'iliopsoas sont actifs à la fin de l'appui. En ce qui concerne les muscles adducteurs, sur nos courbes, nous constatons des efforts musculaires développés uniquement par les petit et moyen adducteurs, le grand adducteur n'intervenant pas. Les résultats de l'optimisation d'Anderson et Pandy (2001) concernant le grand adducteur sont semblables aux nôtres. Leurs signaux EMG montrent toutefois une légère activité électrique pour ce muscle à la fin de l'appui. Glitsch et Baumann (1997) trouvent des forces musculaires pour les adducteurs de la hanche pendant cette période mais ils ne précisent pas de quels adducteurs il s'agit. Il est possible que les deux amplitudes non nulles soient celles des petit et moyens adducteurs comme dans notre cas. Il est difficile de conclure quant à l'activité du grand adducteur à la fin de l'appui. Le tableau des activations musculaires confirme l'activité des adducteurs et du droit antérieur pendant les phases terminale et pré-oscillante de l'appui, et de l'activité de l'iliopsoas en toute fin d'appui.



B : Glitsch et Baumann (1997)



C : Anderson et Pandy (2001)

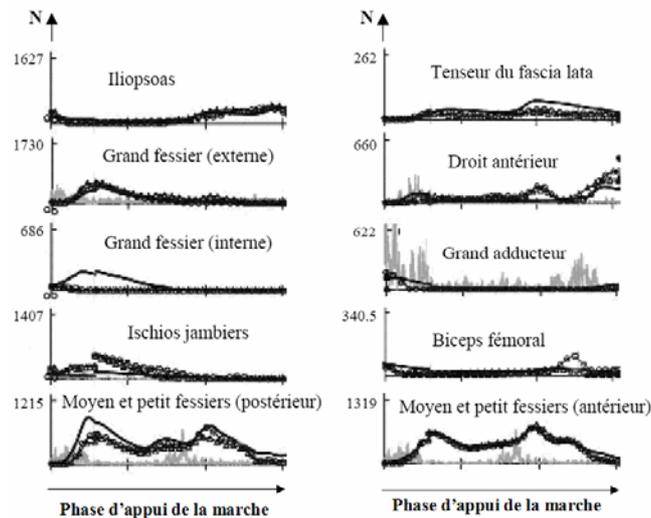


Figure 3.13 : A : amplitudes musculaires issues de l'optimisation de Heintz et al. (2007) et patterns EMG mesurés par Hof et al. (2005) pour le droit antérieur (rectus femoris), le semi-tendineux et le biceps fémoral au cours du cycle. C : amplitudes musculaires issues du modèle de Glitsch et Baumann (1997). D : amplitudes musculaires issues de l'optimisation et patterns EMG d'après Anderson et Pandy (2001).

L'utilisation de notre critère d'optimisation, à savoir la minimisation de la somme des contraintes musculaires au carré, nous permet d'obtenir des amplitudes de forces musculaires relativement correctes par rapport à celles publiées dans la littérature utilisant le même critère (Glitsch et Baumann, 1997 ; Heintz et al., 2007) ou des critères différents (Anderson et Pandy, 2001). De plus, la plupart de nos forces musculaires sont corrélées temporellement avec les activités électriques de ces muscles enregistrées par d'autres auteurs au cours d'un cycle complet de marche. Néanmoins, dans certains cas, il subsiste des incohérences : la prise en compte du signal EMG dans le calcul des forces musculaires permettrait de mieux rendre compte des co-contractions correspondant à la stratégie musculaire adoptée par le sujet analysé et ainsi limiter ces incohérences. Concernant les amplitudes musculaires, il est important de préciser qu'aucune relation directe ne peut être établie entre l'intensité du signal EMG et l'intensité de l'effort calculée. En effet, l'intensité de l'activité électrique enregistrée dépend d'un large éventail de paramètres tels que la préparation de la peau avant la pose des électrodes, l'épaisseur de la peau, la profondeur du muscle dont l'activité est enregistrée ou encore la vitesse de contraction de ce muscle (Crowninshield et Brand, 1981b).

Etant donnée la cohérence des résultats obtenus pour la phase d'appui de la marche, la même démarche est adoptée pour déterminer les efforts musculaires au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers (figure 3.14).

Les patterns trouvés pour les efforts musculaires au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers sont relativement similaires à ceux trouvés pour la phase d'appui de la marche. Quelques différences sont tout de même observées pour quelques muscles. Parmi ces muscles, sont dénombrés le petit fessier, le droit antérieur, l'iliopsoas et les petit et moyen adducteurs. Concernant le droit antérieur et le petit fessier, ils interviennent tout au long de la phase d'appui en comparaison avec la marche au cours de laquelle ils ne sont actifs que vers la fin de la phase d'appui. Pour l'iliopsoas et les petit et moyen adducteurs, une faible contribution est calculée au début de la phase d'appui contrairement à la marche.

Les amplitudes musculaires déterminées au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers sont, pour la plupart des muscles, très inférieures à celles calculées au cours de la phase d'appui de la marche. C'est surtout le cas pour les muscles agissant à la fin de la phase d'appui tels que les petit et moyen adducteurs dont les amplitudes sont respectivement divisées par 3 et par 7, le petit fessier dont l'amplitude est divisée par 5, l'iliopsoas dont l'amplitude est divisée par 7 et le droit antérieur dont l'amplitude est divisée par 3. De même, l'amplitude du semi-membraneux, actif au début de l'appui, est divisée par 2 lors de la montée d'escaliers.

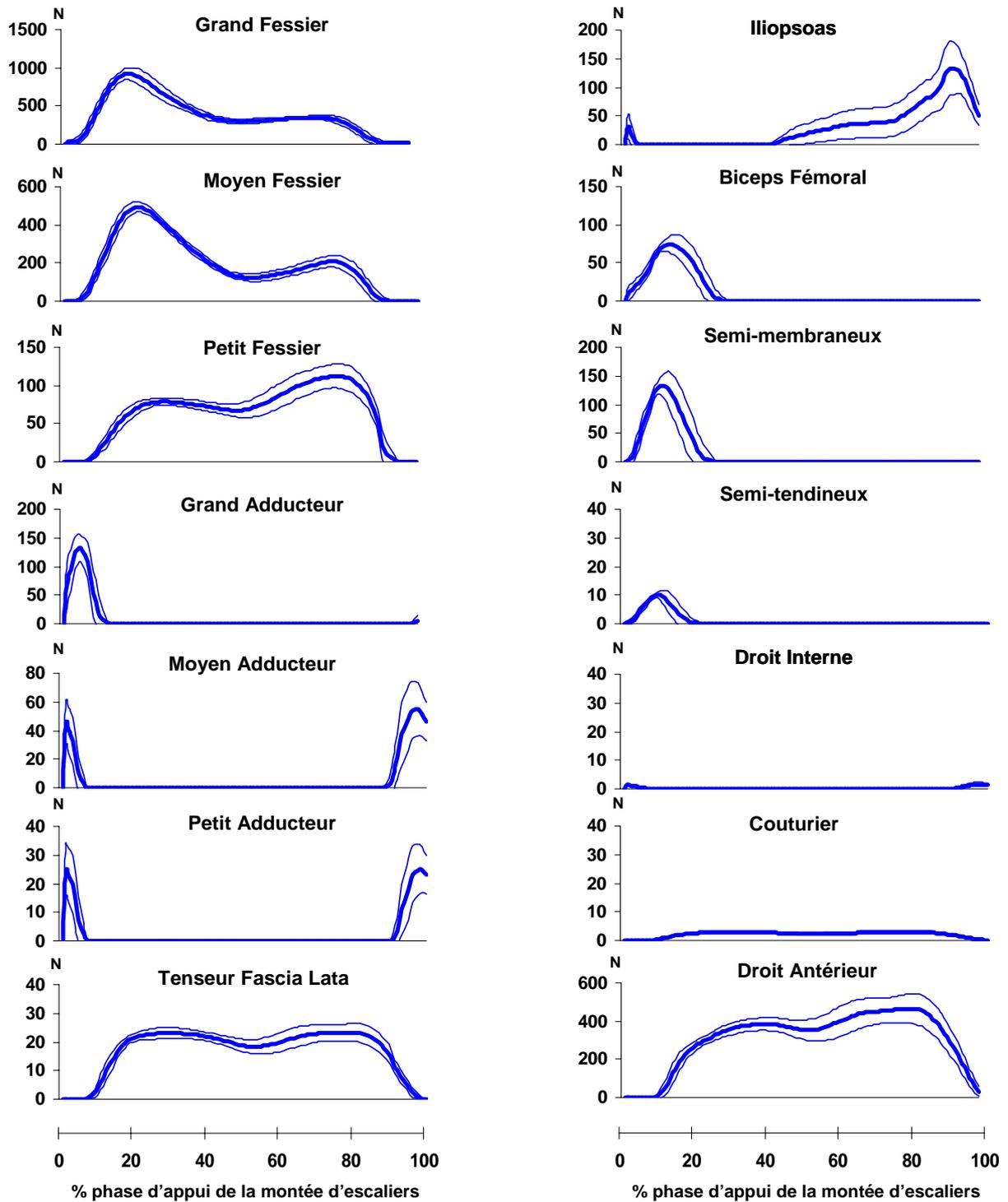


Figure 3.14 : Intensités des muscles croisant l'articulation de la hanche estimées au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin).

Aucune référence bibliographique n'a été trouvée pour corroborer les résultats obtenus pour les efforts musculaires lors de la phase d'appui de la montée d'escaliers. Cependant, l'appui de la montée d'escaliers et l'appui de la marche ne semblent pas si différents en termes de cinématique et de moments intersegmentaires calculés au niveau de la hanche. Ceci explique que les patterns de forces musculaires déterminées par le modèle soient proches.

Par ailleurs, Bergmann et al. (2001) ont publié leurs résultats concernant le calcul de la réaction de contact articulaire au cours d'un cycle de montée d'escaliers. La réaction articulaire étant directement issue de la détermination des efforts musculaires, la comparaison des réactions articulaires, effectuée dans le paragraphe qui suit, permet la validation indirecte de nos résultats.

Nous venons de comparer qualitativement les amplitudes musculaires avec les patterns EMG et les différents résultats de la littérature. Aucune comparaison quantitative n'est effectuée en raison de l'existence d'une grande variabilité dans l'évaluation des amplitudes musculaires. Cette grande variabilité est due au fait qu'il est impossible de mesurer *in vivo* ces valeurs afin de valider tel ou tel modèle et qu'aucune relation directe n'est établie entre l'intensité du signal EMG et l'intensité de la force musculaire. D'une façon générale, la prédiction des forces musculaires est sensible à un grand nombre de paramètres. Il est en particulier délicat, sans données de validation, de préconiser un critère plutôt qu'un autre, ou de pouvoir affirmer qu'une approche est plus valable qu'une autre.

Même si nos résultats présentent une cohérence temporelle au niveau des amplitudes musculaires, il est important de rester critique quant à l'intensité des efforts musculaires évalués étant donné qu'aucune validation expérimentale n'est possible. Il est important de souligner une autre limite de notre modélisation. Notre modèle musculaire se base sur l'équilibre du seul moment intersegmentaire évalué à la hanche. Toutefois, il est possible que le fait de considérer en même temps l'équilibre des trois articulations du membre inférieur, dans le cadre d'un modèle complet, plutôt que de séparer chaque articulation, fournisse des amplitudes différentes pour les muscles biarticulaires croisant dans notre cas l'articulation du genou et de la hanche.

II.2.2. Détermination de la réaction de contact articulaire

La réaction de contact articulaire est calculée à partir des efforts musculaires en appliquant à chaque instant de la phase d'appui le théorème de la résultante dynamique comme il est décrit au paragraphe III.6 du chapitre 2.

La figure 3.16 présente les résultats de la résultante articulaire exercée par le fémur sur le bassin déterminée au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la phase d'appui de la montée d'escaliers (b). Les amplitudes de la réaction articulaire sont normalisées par rapport au poids du corps afin de comparer les résultats avec ceux publiés dans la littérature. L'orientation de cette force de réaction est déterminée en calculant les angles frontal et sagittal (décrits sur la figure 3.15) dans le repère lié au bassin et défini selon la convention de la Société Internationale de Biomécanique (Wu et al., 2002).

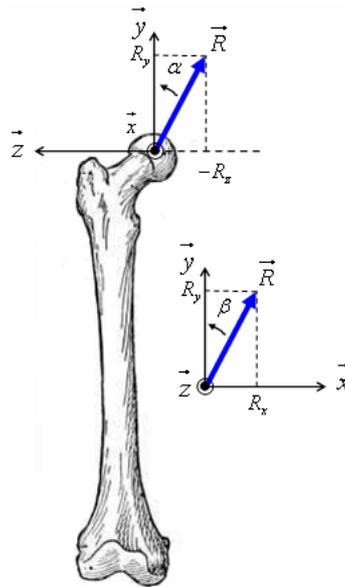


Figure 3.15 : Orientation de la réaction de contact articulaire dans le repère anatomique local lié au bassin (Wu et al., 2002 ; annexe 1) : α est l'angle frontal et β est l'angle sagittal.

D'une manière générale, les deux pics caractéristiques de l'amplitude de la réaction articulaire sont présents à la fois pour la phase d'appui de la marche et pour la phase d'appui de la montée d'escaliers. Cependant, une différence significative est observable en ce qui concerne les valeurs maximales de l'amplitude de la réaction articulaire. Au cours de la marche, le premier maximum, égal à 4,5 fois le poids du corps, est atteint à 20% de la phase d'appui au début de l'appui monopodal. Le second maximum, égal à 7,2 fois le poids du corps, est atteint à 85% de la phase d'appui au début de la phase pré-oscillante. Au cours de la montée d'escaliers, le premier maximum, égal à 4 fois le poids du corps, est atteint à 20% de la phase d'appui au début de la phase d'appui monopodal. Le second maximum, égal à 3 fois le poids du corps, est atteint à 80% de la phase d'appui lorsque le talon quitte le sol.

Les premiers maxima lors de la marche et lors de la montée d'escaliers sont d'amplitude équivalente. En revanche, pour les seconds maxima à la fin de l'appui, la différence d'amplitudes est à l'image de celle observée pour les efforts musculaires déterminés pour la marche et pour la montée d'escaliers puisque la réaction articulaire est calculée directement à partir des efforts musculaires.

Au regard de la cinématique de la hanche au cours de la marche et de la montée d'escaliers, une hypothèse peut être avancée pour expliquer ce résultat. Dans le plan sagittal, au début de l'appui la hanche est en flexion. Elle atteint un maximum de flexion autour de 30° à environ 20% de la phase d'appui pour la marche et la montée d'escaliers. Au même instant, le premier pic de la réaction de contact articulaire est atteint avec la même amplitude pour la marche et la montée d'escaliers. Après 20%, la flexion de la hanche diminue progressivement pour passer en extension au milieu de la phase d'appui et atteindre son maximum d'extension à environ 80% de la phase d'appui. A cet instant, une différence majeure est observée entre l'extension maximale de la hanche au cours de la marche égale à environ -30° et l'extension maximale de la hanche au cours de la montée d'escaliers égale à -10° .

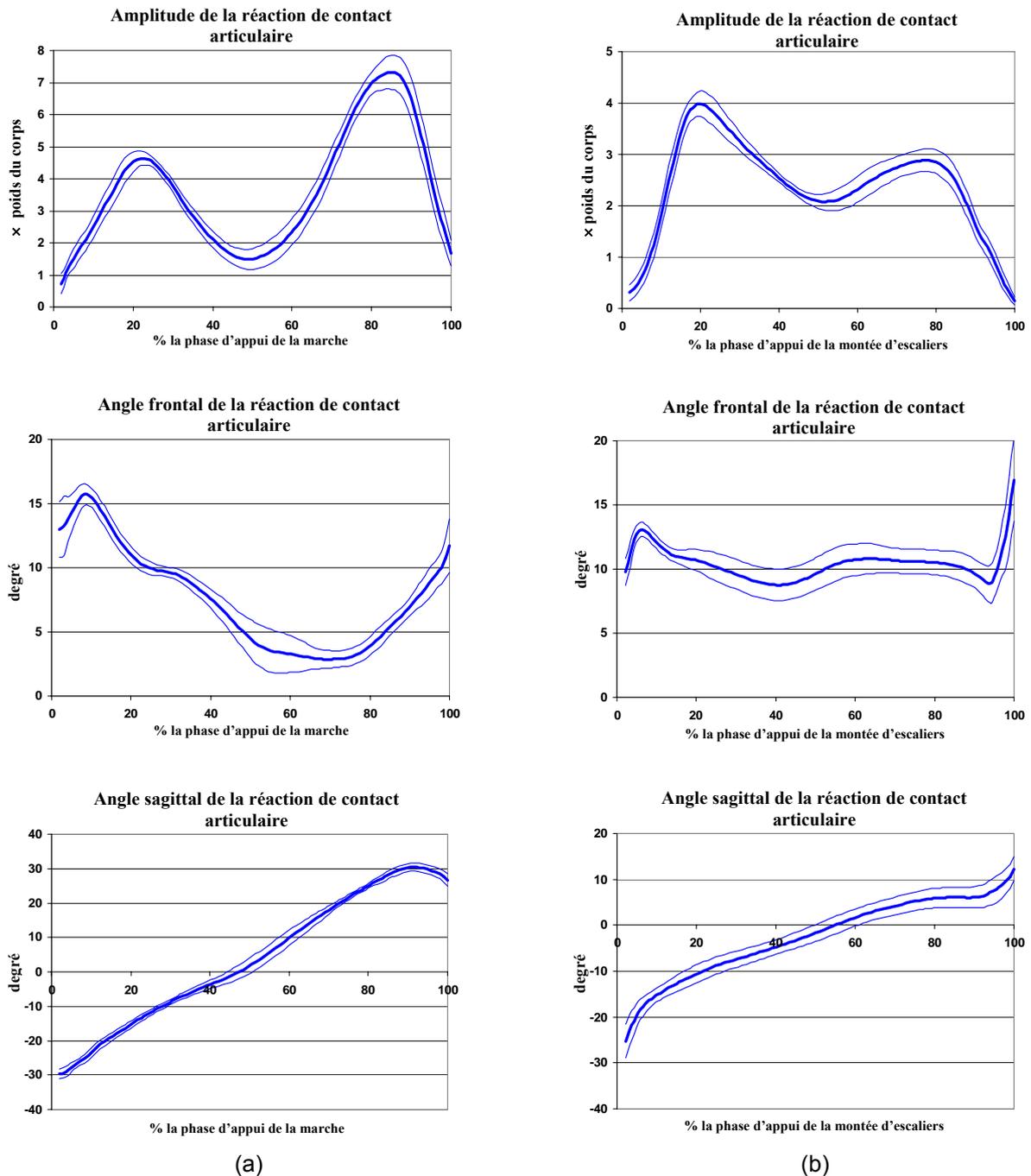


Figure 3.16 : Réaction de contact articulaire au niveau de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). L'amplitude, les angles frontal et sagittal de la réaction articulaire sont présentés pour le sujet sain au cours de la phase d'appui de la marche (a) et la montée d'escaliers (b). Les valeurs positives de l'angle frontal indiquent que la réaction de contact articulaire est orientée médialement et les valeurs positives de l'angle sagittal indiquent que la réaction de contact articulaire est orientée antérieurement. (Description des angles sur la figure 3.15).

Il est évident qu'à ce moment là, les forces développées par les muscles extenseurs sont plus importantes lors de la marche. En conséquence, les forces développées par les muscles fléchisseurs, pendant la phase pré-oscillante (entre 85 et 100% de la phase d'appui), pour ramener progressivement la hanche en flexion sont également plus élevées lors de la marche. De ce fait, il est normal que le second pic d'amplitude de la réaction articulaire au cours de la marche soit deux fois plus élevé que celui de la montée d'escaliers, les premiers pics d'amplitude étant équivalents.

Entre les deux maxima d'amplitude, on observe un minimum local égal à 1,5 fois le poids du corps au cours de la phase d'appui de la marche et 2 fois le poids du corps au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers. Ce minimum local correspond à l'instant où le corps passe à la verticale, à environ 50% de la phase d'appui.

Intéressons nous maintenant à l'orientation de la réaction de contact articulaire déterminée dans le repère anatomique lié au bassin. L'évolution de l'angle frontal, au cours de la phase d'appui de la marche et de la montée d'escaliers, nous indique que la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin est orientée médialement pendant toute la durée de l'appui.

Que ce soit au cours de la marche ou au cours de la montée d'escaliers, pendant la première moitié de la phase d'appui, l'angle sagittal nous indique que la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin est orientée vers l'arrière. Cette période correspond à la période pendant laquelle la hanche est en flexion. Lorsque la hanche passe en extension, dans la seconde moitié de la phase d'appui, la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin s'oriente vers l'avant. Il est intéressant de noter que l'orientation de la force de contact du sol sur le pied, dans le plan sagittal, suit la même évolution. De 0 à 50% de la phase d'appui, elle est orientée vers l'arrière puisqu'il s'agit d'une phase de freinage et d'amortissement. Après 50 %, la force de réaction du sol sur le pied s'oriente vers l'avant puisqu'il s'agit d'une phase de propulsion du corps vers l'avant.

L'amplitude de la réaction de contact articulaire déterminée pour notre sujet sain au cours de la phase d'appui de la marche est comparable à celle calculée par Glitsch et Baumann (1997) également pour un sujet sain en utilisant le même critère que celui que nous avons utilisé pour l'optimisation statique. Ces amplitudes sont toutefois beaucoup plus élevées que celles que l'on trouve habituellement dans la littérature (Anderson et Pandy, 2001 ; Bergmann et al., 2001 ; Lu et O'Connor., 1999 ; Stanfield et al., 2003). Les maxima calculés oscillent entre 3 et 4 fois le poids du corps selon l'étude (figure 3.17 (A, B, C)). Cette différence peut s'expliquer par le fait que notre sujet est relativement jeune et que sa vitesse moyenne de marche est très élevée ($5,9 \text{ km.h}^{-1}$) comparée à celles des études citées (4 km.h^{-1}). De plus, pour toutes ces études (exceptée celle d'Anderson et Pandy, 2001), les sujets sont des sujets pathologiques porteurs d'une prothèse de hanche. D'ailleurs, certains de ces sujets sont porteurs de prothèses instrumentées, ce qui permet de mesurer *in vivo* la réaction de contact articulaire. Les résultats des mesures réalisées par Lu et O'Connor (1999) et Stanfield et al. (2003) sont présentés sur la figure 3.17 (D, E). Stanfield et al. (2003) comparent leurs mesures aux résultats issus de l'optimisation statique. Ils concluent que la réaction de contact articulaire déterminée par le calcul est surestimée par rapport à celle directement mesurée.

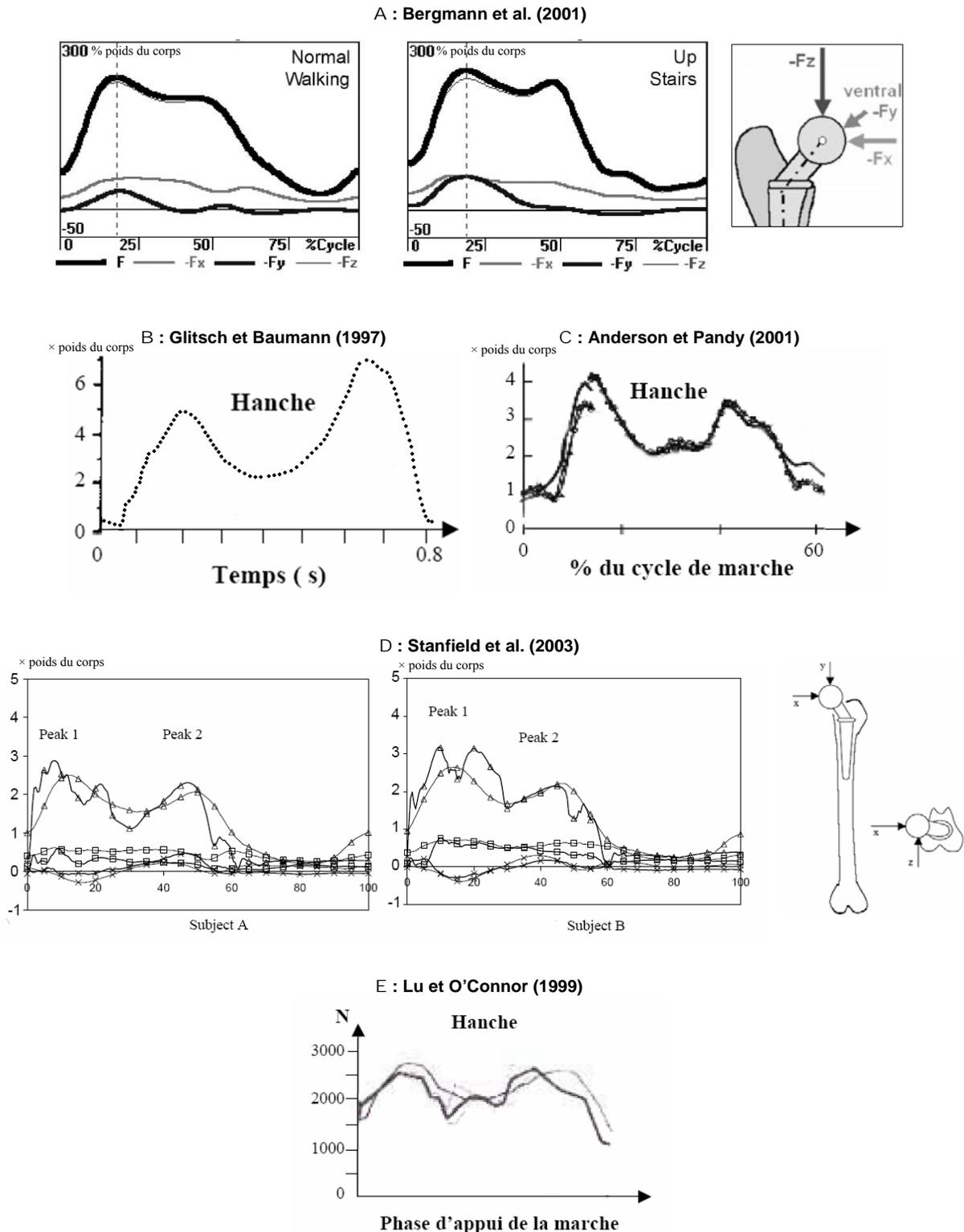


Figure 3.17 : Amplitudes de la réaction de contact articulaire calculée ou mesurée dans la littérature. A : les 3 composantes de la réaction articulaire calculée par Bergmann et al. (2001). B : amplitude de la réaction articulaire calculée par Glitsch et Baumann (1997). C : amplitude de la réaction articulaire calculée par Anderson et Pandy (2001). D : composantes (x : carrés ; y : triangles ; z : croix) des réactions articulaires mesurées (trait fin) et calculées (trait gras) par Stanfield et al. (2003). E : amplitude des réactions articulaires mesurée par Lu et O'Connor (1999).

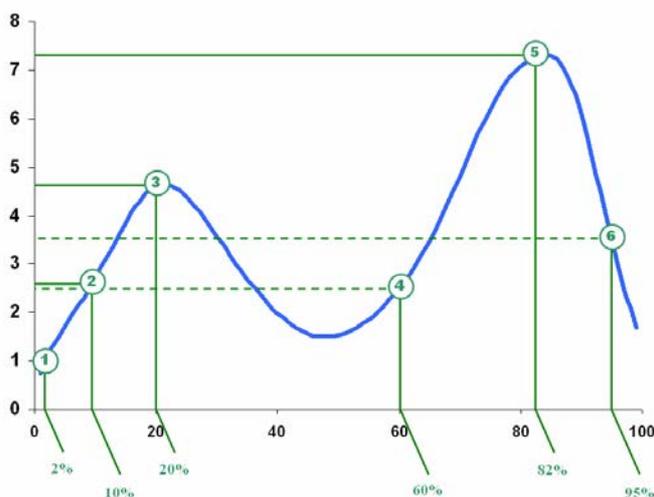
Dans la littérature, l'orientation de la réaction de contact articulaire calculée pour un sujet sain n'est pas détaillée, seule l'amplitude est décrite (Glitsch et Baumann, 1997 ; Anderson et Pandy, 2001). Toutefois, nos résultats ont été comparés avec les données rapportées par Bergmann et al. (2001). En effet, Bergmann et al. (2001) publient les résultats qu'ils obtiennent pour l'orientation de la réaction de contact articulaire calculée pour des sujets pathologiques porteurs d'une prothèse de la hanche au cours de plusieurs activités routinières, dont la marche et la montée d'escaliers. Les patterns angulaires obtenus par ces auteurs nous permettent de valider qualitativement l'orientation de la réaction de contact articulaire que nous obtenons pour notre sujet sain.

III. Simulations éléments finis

III.1 Méthode

La réaction de contact articulaire déterminée précédemment est implémentée dans notre modèle élément finis. Le modèle générique est auparavant mis à l'échelle pour être adapté à la morphologie du sujet pour lequel le chargement de l'articulation de la hanche a été déterminé. La mise à l'échelle consiste simplement à appliquer dans chaque direction de l'espace un facteur de correction F_c déterminé à partir du rapport entre la taille de notre sujet et la taille du sujet utilisé pour l'élaboration du modèle éléments finis générique ($F_c = 165/173 = 0,95$).

Une marche et une montée d'escaliers sont choisies, parmi tous les essais, tels que l'évolution de la cinématique de la hanche et de la réaction de contact articulaire soient proches de l'évolution des moyennes calculées.

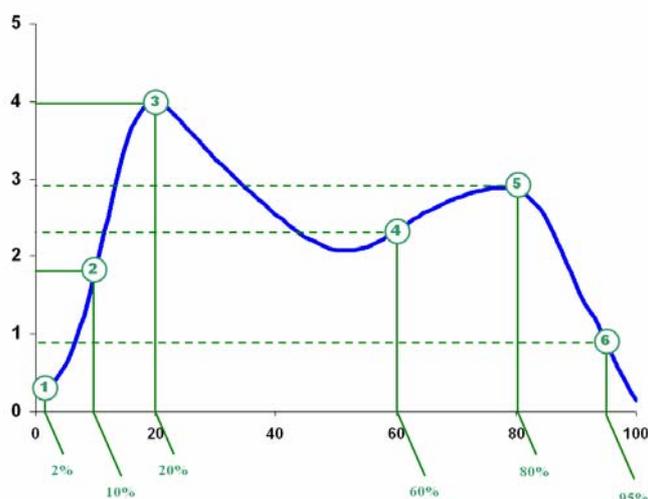


Instant	Réaction de contact articulaire implémentée			
	Amplitude (N) [* poids du corps]	R_x (N)	R_y (N)	R_z (N)
$t_1^S = 2\%$	442 [0,8]	-234	337	-145
$t_2^S = 10\%$	1424 [2,7]	-591	1250	-339
$t_3^S = 20\%$	2452 [4,6]	-666	2318	-438
$t_4^S = 60\%$	1359 [2,6]	-141	1336	-205
$t_5^S = 82\%$	3874 [7,3]	1782	3419	-373
$t_6^S = 95\%$	442 [0,8]	897	1515	-294

* : maximum local

Figure 3.18 : Découpage de la phase d'appui de la marche en 7 intervalles. La courbe décrit les 6 instants simulés. Le tableau présente les réactions de contact articulaire implémentées dans les simulations 1 à 6. Les composantes R_x , R_y et R_z sont les composantes de la réaction de contact articulaire dans le repère anatomique lié au bassin (Wu et al., 2002). L'amplitude de la réaction articulaire est donnée en newtons et en nombre de fois le poids du corps (entre crochets). Les 3 composantes sont données en newtons.

La phase d'appui de la marche et la phase d'appui de la montée d'escaliers sont découpées en 7 intervalles : de 0 à 2% ; de 2 à 10%, de 10 à 20%, de 20 à 60%, de 60 à 80%, de 80 à 95% et de 95 à 100% (figure 3.18 pour la marche et figure 3.19 pour la montée d'escaliers). Les simulations sont effectuées : à 2%, lorsque le talon attaque le sol ; à 10%, au milieu du premier double appui ; à 20%, au début de la phase d'appui monopodal qui correspond à l'instant où le premier pic d'amplitude de la réaction articulaire est observé ; à 60%, pendant le second double appui, lorsque le membre en appui passe à la verticale (*i.e.* la force de contact du pied sur le sol) ; à 80%, à la fin du second double appui, lorsque le talon se décolle et que le second pic d'amplitude de la réaction articulaire est observé ; et à 95 %, au milieu de la phase pré-oscillante juste avant le décollement des orteils.



Instant	Réaction de contact articulaire implémentée			
	Amplitude (N) [* poids du corps]	R_x (N)	R_y (N)	R_z (N)
$t_1^S = 2\%$	122 [0,2]	-12	78	-81
$t_2^S = 10\%$	435 [1,8]	-204	380	-58
$t_3^{S**} = 20\%$	2123 [8]	-481	2036	-393
$t_4^S = 60\%$	1268 [2,4]	-107	1248	-201
$t_5^{S**} = 80\%$	1536 [2,9]	116	1503	-294
$t_6^S = 95\%$	489 [0,9]	80	465	-129

** : maximum local

Figure 3.19 : Découpage de la phase d'appui de la montée d'escaliers en 7 intervalles. La courbe décrit les 6 instants simulés. Le tableau présente les réactions de contact articulaire implémentées dans les simulations 1 à 6. Les composantes R_x , R_y et R_z sont les composantes de la réaction de contact articulaire dans le repère anatomique lié au bassin (Wu et al., 2002). L'amplitude de la réaction articulaire est donnée en newtons et en nombre de fois le poids du corps (entre crochets). Les 3 composantes sont données en newtons.

Connaissant la position relative du fémur par rapport au bassin à chaque instant au cours de l'appui, la position du fémur est ajustée à chaque simulation, le bassin restant fixe. Le principe de la mise en position du fémur par rapport au bassin consiste à faire tourner le fémur par rapport au centre de la tête fémorale, en appliquant la matrice de rotation calculée à partir de la connaissance des matrices homogènes définissant la position et l'orientation des repères anatomiques segmentaires.

Lorsque le fémur est correctement positionné par rapport au bassin à l'instant donné, le contact est initié en déplaçant le fémur d'un dixième de millimètre vers le bassin dans la direction de la réaction de contact articulaire. Si cette étape n'est pas effectuée, la solution ne converge pas. En effet, les sphères de cartilage de la tête fémorale et du cotyle sont concentriques, centrées sur la tête fémorale. Dans ce cas, le logiciel établit un contact initial au hasard. Ce lieu de contact initial est évidemment erroné, les éléments changent alors constamment de statut et la solution ne converge pas.

Le chargement est appliqué sur le fémur. La réaction de contact articulaire est implémentée sous la forme d'une force nodale agissant sur le nœud dont la localisation est la plus proche de celle du centre de la tête fémorale.

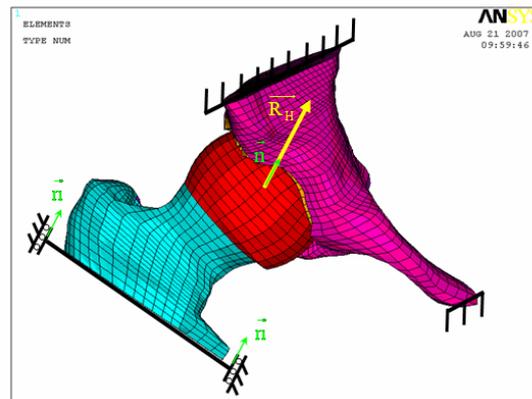


Figure 3.20 : Conditions aux limites en déplacements appliquées aux extrémités du bassin et à la base du fémur et chargement de la réaction de contact articulaire appliqué au centre de la tête fémorale.

Concernant les conditions aux limites en déplacements, les extrémités du bassin sont fixées. Pour le fémur, les conditions en déplacements sont appliquées à la base du fémur : toutes les rotations sont bloquées et seuls les déplacements dans la direction de la réaction de contact articulaire sont autorisés (figure 3.20).

III.2 Résultats et discussion

Les résultats des simulations concernant les pressions de contact à la surface du cartilage de la tête fémorale sont présentés sur la figure 3.22 pour la marche et sur la figure 3.25 pour la montée d'escaliers. Les résultats des simulations concernant les contraintes équivalentes de Von Mises au sein du cartilage de l'acetabulum sont présentés sur la figure 3.23 pour la marche et sur la figure 3.26 pour la montée d'escaliers.

Il est important de noter, avant toute analyse, que lorsque la hanche est en rectitude, ce qui correspond à la position dite « érigée », la tête fémorale n'est pas entièrement recouverte par le cotyle (Kapandji, 1999) : toute la partie antéro-supérieure de son cartilage est à découvert (flèche sur la figure 3.21 (A)). La configuration de la hanche dans cette position est mise en évidence par le modèle de la figure 3.21 (B) : une sphère supportée par une tige courbée suivant les angles d'inclinaison et de déclinaison (décrits au paragraphe I.1.3 du chapitre 1) représente le fémur ; le plan D matérialise le plan passant par l'axe diaphysaire et l'axe transversal des condyles ; un hémisphère convenablement orienté par rapport à un plan sagittal S représente la cavité cotyloïdienne coupée en deux par le plan frontal F passant par son centre. Dans la position de rectitude la sphère est largement découverte en haut et en avant : le croissant noir représente la partie du cartilage qui n'est pas recouverte.

En faisant tourner d'une certaine façon l'hémisphère-cotyle par rapport à la sphère-tête fémorale (figure 3.21 (B)), les surfaces articulaires de la tête fémorale et du cotyle coïncident complètement. Sur le squelette (figure 3.21 (C)), la coïncidence des surfaces articulaires est réalisée lorsque la

position de la hanche correspond à la station quadrupède qui est en réalité la véritable position physiologique de la hanche. La conséquence de l'évolution, ayant fait passer l'homme de la marche quadrupède à la marche bipède, est la non-coïncidence des surfaces articulaires de l'articulation coxo-fémorale. Cette introduction est importante pour bien comprendre que, lors de la marche et de la montée d'escaliers, les surfaces articulaires du cotyle et du fémur ne coïncident jamais et une partie du cartilage du fémur reste découverte.

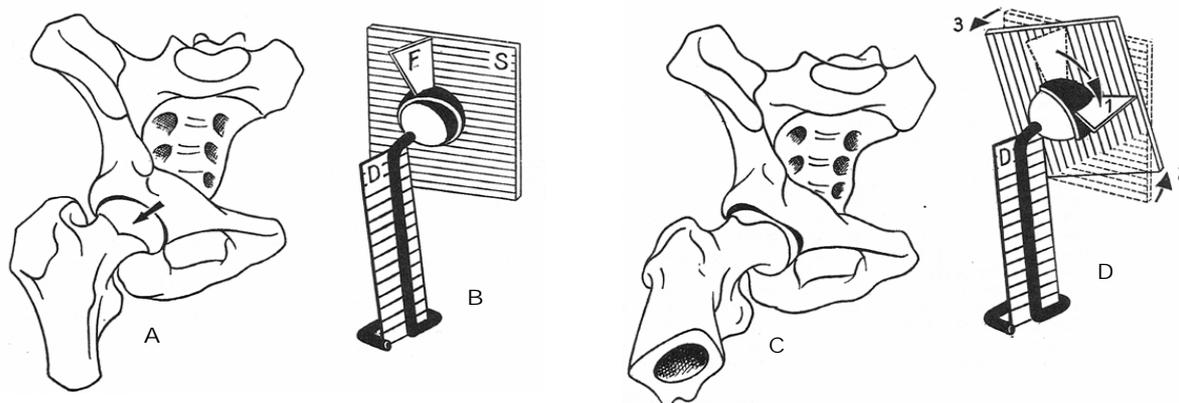
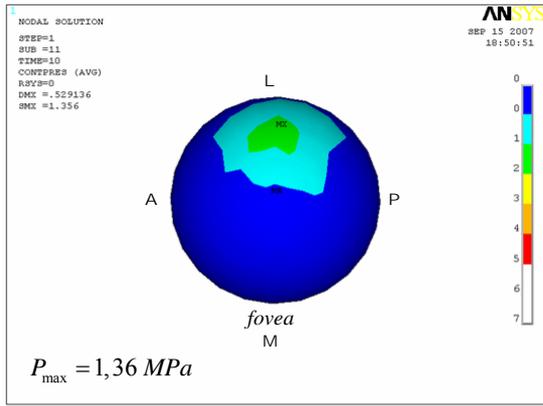


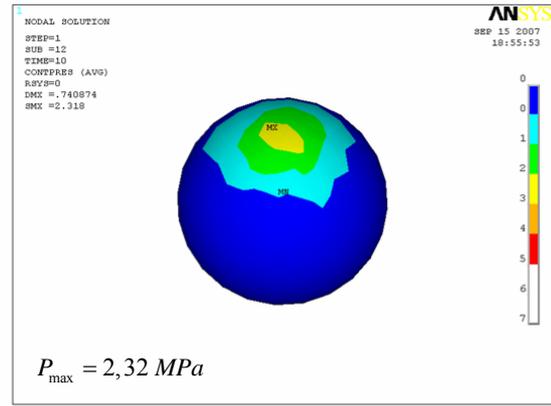
Figure 3.21 : A et B : représentation et schématisation de la position des surfaces articulaires lorsque la hanche est en position de rectitude. C et D : représentation et schématisation de la position des surfaces articulaires lorsque la hanche est en position de station quadrupède. Le passage de la position de rectitude à la position de station quadrupède s'effectue par une flexion de la hanche voisine de 90° (flèche 1), une légère abduction de la hanche (flèche 2) et une légère rotation externe (flèche 3). (D'après Kapandji, 1999).

L'évolution des pressions de contact au cours de la phase d'appui de la marche (figure 3.22), montre que les pressions maximales à chaque instant sont localisées sur la partie supérieure de la tête fémorale, à l'endroit où l'épaisseur de cartilage est la plus importante. Ceci confirme l'hypothèse souvent avancée (von Eisenhart et al., 1999 ; Yoshida et al., 2006) que le cartilage est plus épais là où il est le plus sollicité. Il est logique de penser que la marche, activité la plus courante, est la plus « optimisée » anatomiquement.

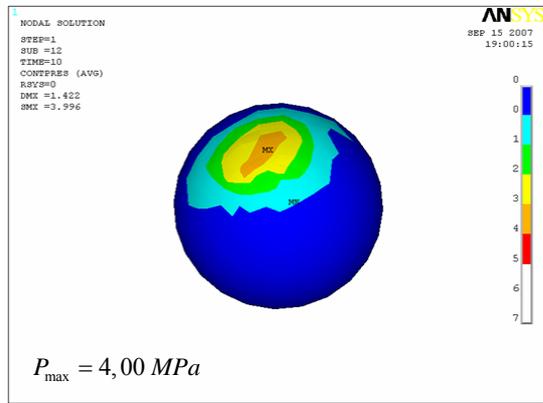
Au début de la phase d'appui, à l'attaque du talon et pendant le premier appui bipodal, les pressions de contact maximales sont localisées sur la partie supérieure de la tête fémorale (simulations ① et ② sur la figure 3.22). Le premier pic de pression, à 20% (simulation ③ sur la figure 3.22), est localisé sur la partie latérale antéro-supérieure de la tête fémorale. A cet instant, nous avons vu que la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin est orientée vers l'avant et la hanche atteint sa flexion maximale. Lorsque la hanche entame son extension, que le corps est déjà passé par la position verticale, les pressions de contact maximales sont localisées sur la partie supérieure légèrement vers l'arrière (simulations ④ et ⑤ sur la figure 3.22). Pendant cette période de second double appui, la hanche atteint son maximum en extension au moment où le second pic de pression est calculé à environ 80 % du cycle. A la fin de l'appui (simulation ⑥ sur la figure 3.22), juste avant le décollement des orteils, la pression maximale est toujours localisée sur la partie supérieure de la tête fémorale.



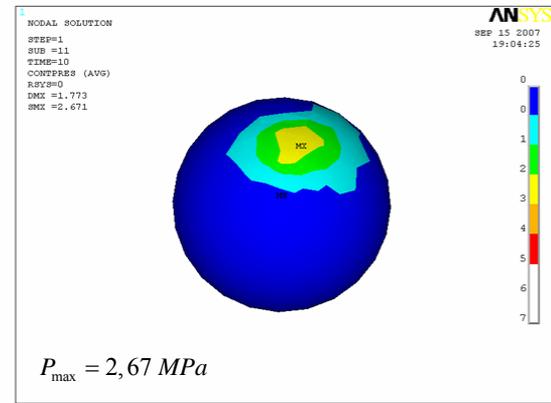
Simulation ① à $t_1^s = 2\%$ de la phase d'appui de la marche



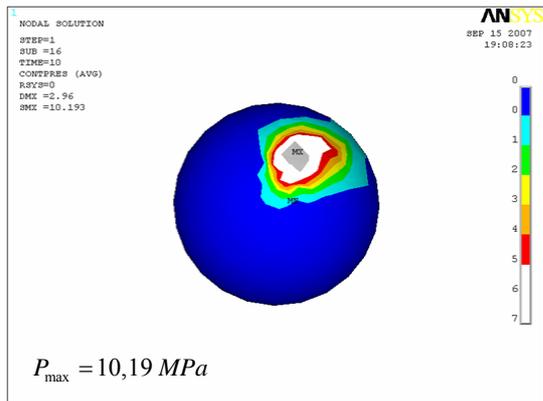
Simulation ② à $t_2^s = 10\%$ de la phase d'appui de la marche



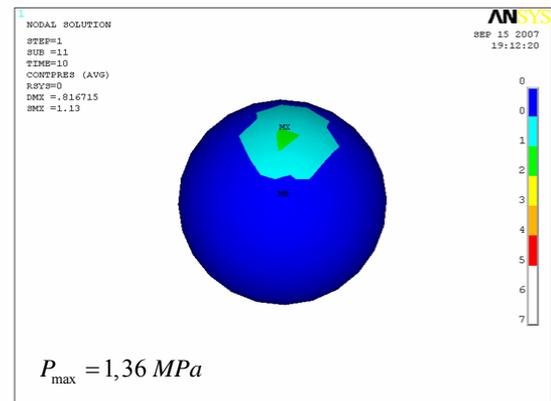
Simulation ③ à $t_3^{s*} = 20\%$ de la phase d'appui de la marche



Simulation ④ à $t_4^s = 60\%$ de la phase d'appui de la marche



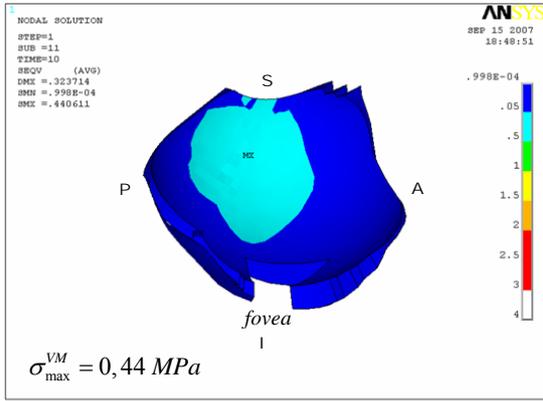
Simulation ⑤ à $t_5^{s*} = 82\%$ de la phase d'appui de la marche



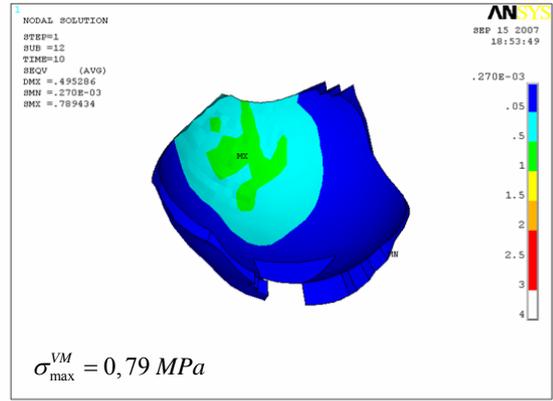
Simulation ⑥ à $t_6^s = 95\%$ de la phase d'appui de la marche



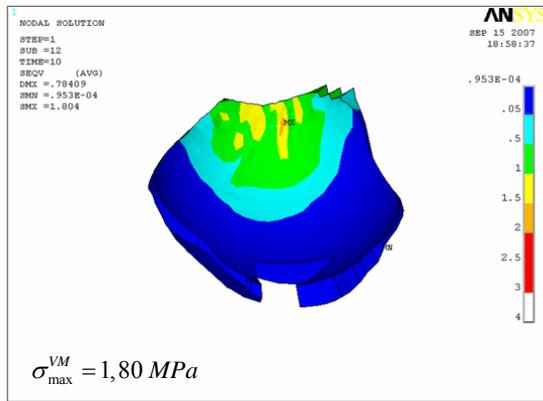
Figure 3.22 : Résultats des simulations réalisées pour les instants 1 à 6 au cours de la phase d'appui de la marche : répartition des pressions de contact à la surface du cartilage de la tête fémorale. Les pressions de contact sont exprimées en MPa. La valeur maximale est précisée pour chaque instant. La position de la tête fémorale est précisée sur la figure en haut à gauche : L/ latéral ; M/ médial ; A/ antérieur ; P/ postérieur. Les vues présentées sont des vues axiales depuis le pôle supérieur de la tête fémorale.



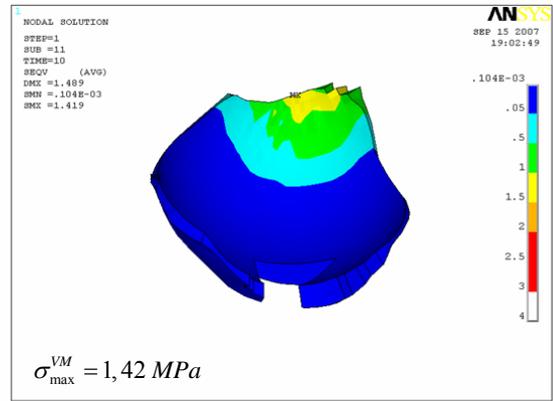
Simulation ① à $t_1^S = 2\%$ de la phase d'appui de la marche



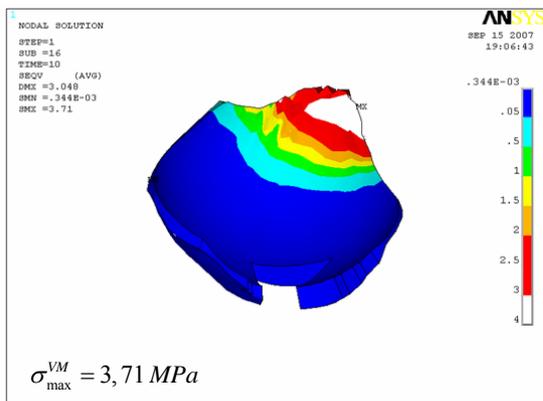
Simulation ② à $t_2^S = 10\%$ de la phase d'appui de la marche



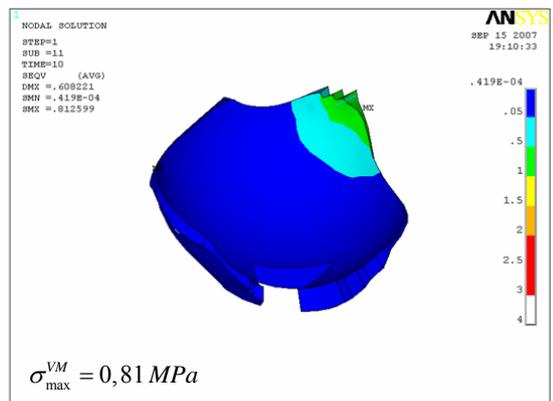
Simulation ③ à $t_3^{S*} = 20\%$ de la phase d'appui de la marche



Simulation ④ à $t_4^S = 60\%$ de la phase d'appui de la marche



Simulation ⑤ à $t_5^{S*} = 82\%$ de la phase d'appui de la marche



Simulation ⑥ à $t_6^S = 95\%$ de la phase d'appui de la marche



Figure 3.23 : Résultats des simulations réalisées pour les instants 1 à 6 au cours de la phase d'appui de la marche : répartition des contraintes équivalentes de Von Mises au sein du cartilage du cotyle. Les contraintes sont exprimées en MPa. La valeur maximale est précisée pour chaque instant. La position du cotyle est précisée sur la figure en haut à gauche : S/ supérieur ; I/ inférieur ; A/ antérieur ; P/ postérieur. Les vues présentées sont des vues latérales du cotyle depuis l'échancrure acétabulaire.

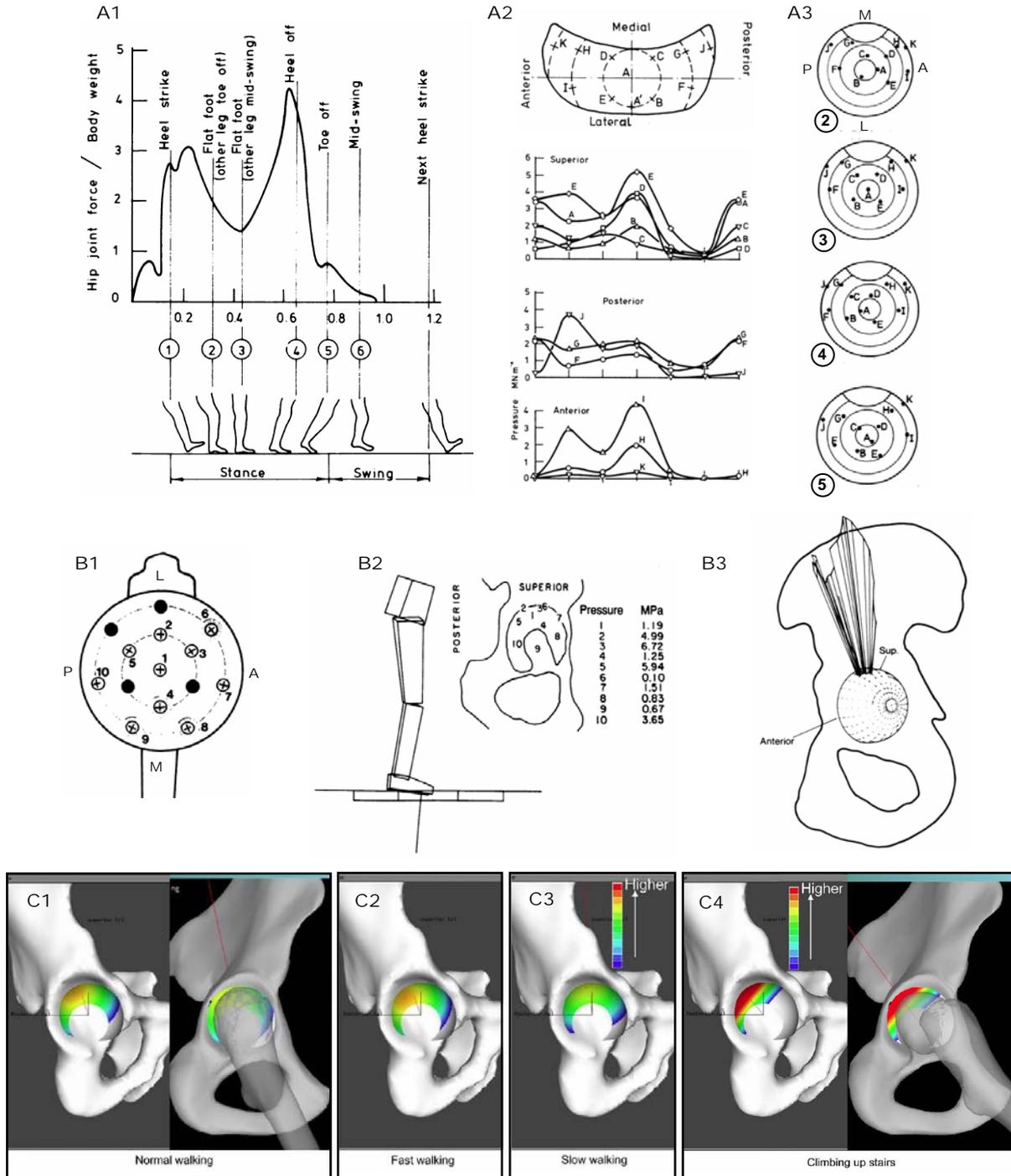


Figure 3.24 : A : Mesures des pressions de contact réalisées par Adams et Swanson (1985) sur cadavres lors de la simulation d'un cycle de marche : A1 : instants au cours du cycle pour lesquels les pressions sont mesurées ; A2 : position des capteurs sur le cartilage du cotyle et pressions de contact mesurées par chaque capteur ; A3 : position des capteurs sur la tête fémorale aux instants 2, 3, 4 et 5. B : Pressions de contact mesurées *in vivo* par Hodge et al. (1986 et 1989) en utilisant une prothèse instrumentée : B1 : position des capteurs sur la tête de la prothèse ; B2 : pressions mesurées lors de l'appui monopodal ; B3 : évolution de la position du capteur 3 au sein du cotyle et pression de contact mesurée par ce capteur au cours de la phase d'appui de la marche. Il s'agit d'une vue médiale (à « l'arrière » du cotyle). C : maxima de pressions de contact déterminés par Yoshida et al. (2006) en utilisant une modélisation rigide masse-ressort : pressions de contact maximales calculées pendant la marche normale (C1), la marche rapide (C2), la marche lente (C3) et la montée d'escaliers (C4). Les échelles utilisées sont différentes pour la marche et la montée d'escaliers.

Les valeurs de la pression de contact ne sont obtenues qu'à la surface de la tête fémorale. Pour visualiser les zones de contact au sein du cotyle, nous localisons les zones de contraintes maximales. La figure 3.23 présente l'évolution des contraintes équivalentes de Von Mises déterminées au sein du cartilage du cotyle au cours de la phase d'appui de la marche.

Pendant le premier double appui, les contraintes équivalentes de Von Mises maximales sont localisées sur la partie postéro-supérieure du toit du cotyle (simulations ① et ② sur la figure 3.23). Lorsque la hanche atteint sa flexion maximale et que le premier pic de pression est détecté à la surface de la tête fémorale (simulation ③ sur la figure 3.23), les contraintes équivalentes de Von Mises maximales sont observées dans la partie postéro-supérieure du toit du cotyle. Lorsque la hanche passe en extension, la zone de contact se déplace dans la partie antéro-supérieure du toit du cotyle (simulations ④, ⑤ et ⑥ sur la figure 3.23). Lorsque l'extension de la hanche est maximale et que le deuxième pic de pression est détecté à la surface de la tête fémorale (simulation ⑤ à 80% de la phase d'appui), les contraintes équivalentes de Von Mises calculées dans la partie antéro-supérieure du toit du cotyle sont les contraintes les plus importantes calculées au cours de la phase d'appui de la marche. Avant que les orteils ne quittent le sol (simulation ⑥ à 95% de la phase d'appui), la tête fémorale est en contact avec l'extrême partie antéro-supérieure du toit du cotyle.

Pour valider les résultats issus de nos simulations pendant la phase d'appui de la marche, nous les comparons aux données expérimentales et numériques rapportées dans la littérature. Deux types de résultats expérimentaux sont présentés sur les figures 3.24 (A) et 3.24 (B). Les premiers résultats sont des mesures de pressions réalisées sur cadavres par Adams et Swanson (1985). Ils disposent des capteurs de pression à la surface du cartilage du cotyle (localisation des capteurs au sein du cotyle sur la figure 3.24 (A2)). Ils utilisent ensuite un dispositif leur permettant de simuler un cycle complet de marche en quasi-statique. Les effets liés à la dynamique du mouvement sont peu influents lors de la marche normale, ce type de mesures est donc fiable. Les pressions sur les différents capteurs sont relevées dans six configurations différentes au cours du cycle de la marche (figure 3.24 (A1)). Les mesures effectuées pour un sujet sont données sur la figure 3.24 (A2). Les maxima de pression au cours du cycle sont enregistrés par les capteurs A et E. L'évolution de la position de ces capteurs à la surface de la tête fémorale est présentée sur la figure 3.24 (A3). A l'attaque du talon (instant ② sur la figure 3.23 (A)), ces capteurs sont localisés sur la partie latérale antéro-supérieure. A partir du moment où le pied s'aplatit sur le sol jusqu'à la fin de l'appui (instants ③, ④ et ⑤ figure 3.23 (A)), les pressions maximales enregistrées par les capteurs A et E sont localisées sur la partie supérieure de la tête fémorale en contact avec la partie supérieure du toit du cotyle.

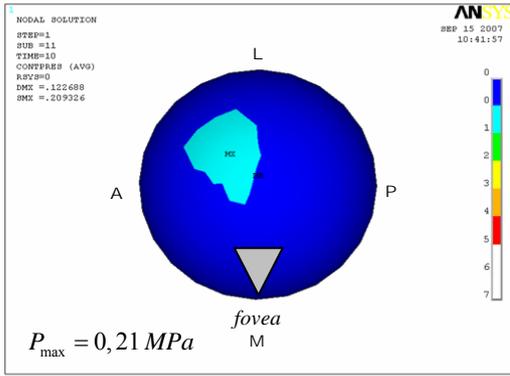
Les seconds résultats expérimentaux présentés sur la figure 3.24 (B) sont des mesures réalisées in vivo par Hodge et al. (1986) et Hodge et al. (1989) au moyen de prothèses instrumentées en contact avec le cartilage naturel du cotyle. Les positions instantanées des capteurs dans le cotyle sont déterminées à partir de l'acquisition de la cinématique de la hanche. La figure 3.24 (B2) (Hodge et al., 1986) montre que le maximum de pression obtenu à un instant donné de la phase d'appui monopodal est localisé dans la partie supérieure du toit du cotyle en contact avec la partie latérale supérieure de la tête fémorale. La figure 3.24 (B3) (Hodge et al., 1989), nous montre l'évolution du capteur n°3 au

cours de la phase d'appui de la marche et les pressions de contact enregistrées par le capteur. Les pressions de contact maximales sont localisées sur la partie supérieure du toit du cotyle : la zone de pression maximale est plutôt située dans la partie postéro-supérieure au début de l'appui puis se déplace progressivement dans la partie antéro-supérieure à la fin de l'appui.

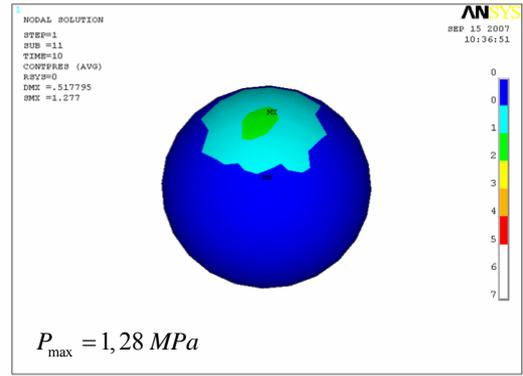
Les résultats numériques de Yoshida et al. (2006) (figure 3.24 (C)) nous montrent la localisation de la pression de contact maximale au cours de la marche normale (C1), la marche rapide (C2), la marche lente (C3) et la montée d'escaliers (C4). La pression de contact maximale est calculée lors du premier pic d'amplitude de la réaction de contact articulaire, à 20% de la phase d'appui. A cet instant, la pression maximale, au cours de la marche, est localisée dans la partie postéro-supérieure du toit du cotyle en contact avec la partie supérieure de la tête fémorale (figure 3.24 (C1)).

Les résultats obtenus à partir de nos simulations sont en accord avec tous ces résultats expérimentaux et numériques. Pour notre sujet, les pressions de contact maximales à la surface de la tête fémorale sont localisées sur la partie supérieure tout au long de l'appui. Au sein du cotyle, la zone de contact évolue entre le début de l'appui et la fin de l'appui, de la partie postéro-supérieure à la partie antéro-supérieure du toit du cotyle. La zone de pression maximale au sein du cotyle, pour notre sujet, se situe dans la partie antéro-supérieure du toit du cotyle alors que Yoshida et al. (2006) trouve que cette zone est située dans la partie postéro-supérieure du cotyle. Cette différence s'explique tout simplement par le fait que pour Yoshida et al. (2006), la pression de contact maximale est obtenue au début de la phase d'appui monopodal, lorsque le premier pic d'amplitude de la réaction articulaire est détecté. Au même instant, nos simulations montrent également que le contact a lieu dans la partie postéro-supérieure. Dans notre cas, la pression de contact maximale est obtenue à la fin de l'appui, lorsque le deuxième pic d'amplitude de la réaction articulaire est détecté. Comme nous l'avons expliqué précédemment, pour notre sujet, le deuxième pic d'amplitude de la réaction articulaire est beaucoup plus important que le premier. Yoshida et al. (2006) utilisent comme chargement les réactions articulaires déterminées par Bergmann et al. (2001) pour lesquelles le premier pic d'amplitude est plus important que le second. Les résultats obtenus sont donc tout à fait logiques et la différence observée s'explique.

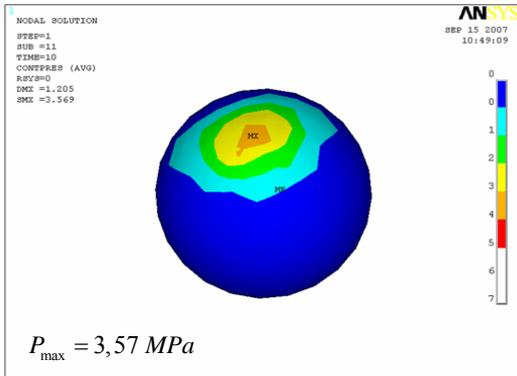
Les pressions de contact que nous obtenons sont de l'ordre de 4 MPa pour le premier pic de pression et de 10 MPa pour le deuxième pic de pression. L'ordre de grandeur de nos pressions de contact est cohérent avec celui des pressions de contact rapportées dans la littérature. La valeur de la pression maximale de contact relevée par Adams et Swanson (1985) varie entre 5,3 et 8,6 MPa selon les sujets et est obtenue généralement au décollement du talon au début de la phase pré-oscillante comme c'est le cas pour notre sujet. Hodge et al. (1986) et Hodge et al. (1989) enregistrent respectivement des pressions maximales de 6,7 MPa et 5,2 MPa. La pression de contact maximale calculée par Yoshida et al. (2006) au cours de la marche normale est égale à 3,3 MPa. Evidemment, toutes ces valeurs dépendent fortement de la position relative des segments osseux et de la direction et de l'intensité de la réaction de contact articulaire. Elles sont par conséquent très variables selon les individus.



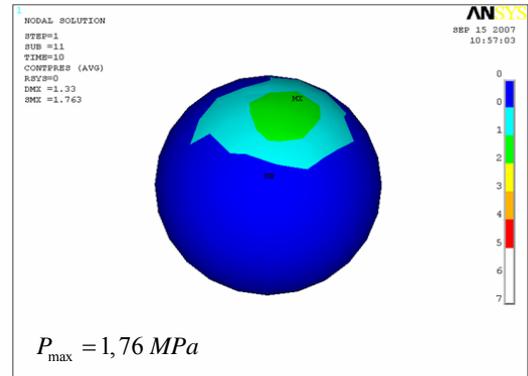
Simulation ① à $t_1^S = 2\%$ de la phase d'appui de la montée d'escaliers



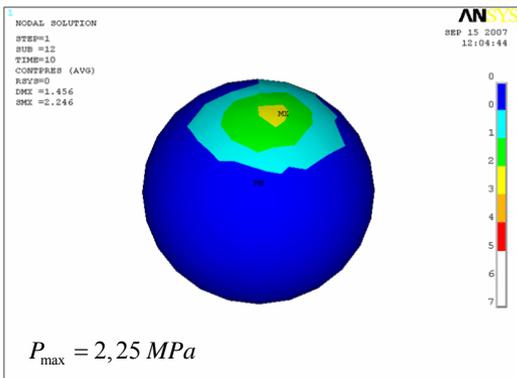
Simulation ② à $t_2^S = 10\%$ de la phase d'appui de la montée d'escaliers



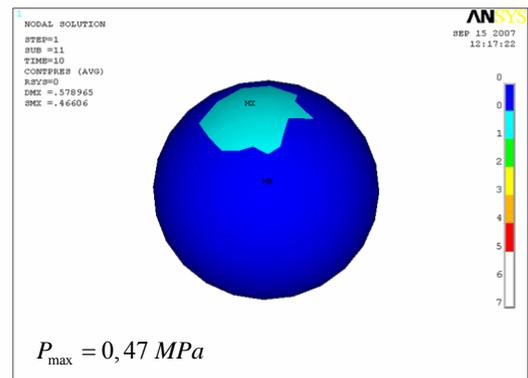
Simulation ③ à $t_3^{S**} = 20\%$ de la phase d'appui de la montée d'escaliers



Simulation ④ à $t_4^S = 60\%$ de la phase d'appui de la montée d'escaliers



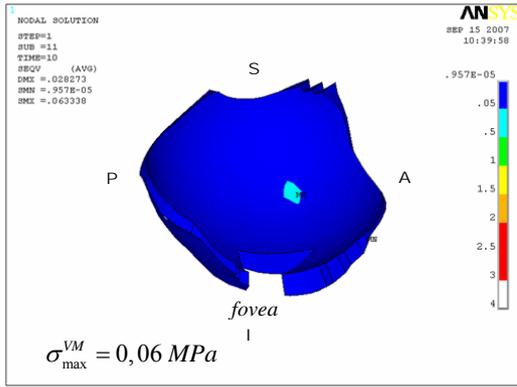
Simulation ⑤ à $t_5^{S**} = 80\%$ de la phase d'appui de la montée d'escaliers



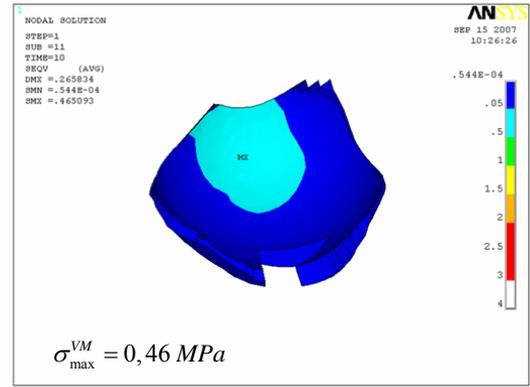
Simulation ⑥ à $t_6^S = 95\%$ de la phase d'appui de la montée d'escaliers



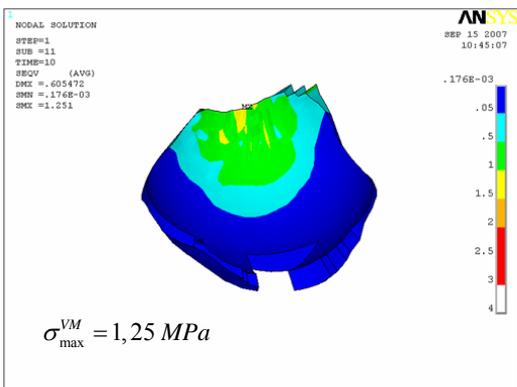
Figure 3.25 : Résultats des simulations réalisées pour les instants 1 à 6 au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers : répartition des pressions de contact à la surface du cartilage de la tête fémorale. Les pressions de contact sont exprimées en MPa. La valeur maximale est précisée pour chaque instant. La position de la tête fémorale est précisée sur la figure en haut à gauche : L/ latéral ; M/ médial ; A/ antérieur ; P/ postérieur. Les vues présentées sont des vues axiales depuis le pôle supérieur de la tête fémorale.



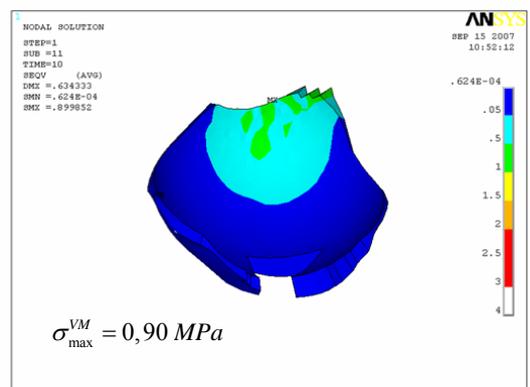
Simulation ① à $t_1^S = 2\%$ de la phase d'appui de la montée d'escaliers



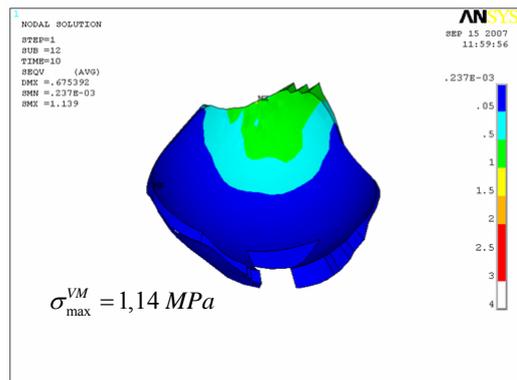
Simulation ② à $t_2^S = 10\%$ de la phase d'appui de la montée d'escaliers



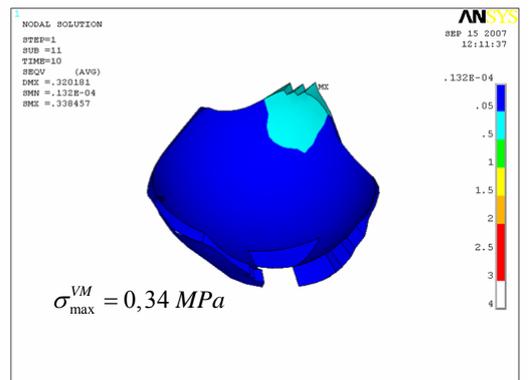
Simulation ③ à $t_3^{S**} = 20\%$ de la phase d'appui de de la montée d'escaliers



Simulation ④ à $t_4^S = 60\%$ de la phase d'appui de de la montée d'escaliers



Simulation ⑤ à $t_5^{S**} = 80\%$ de la phase d'appui de la montée d'escaliers



Simulation ⑥ à $t_6^S = 95\%$ de la phase d'appui de de la montée d'escaliers

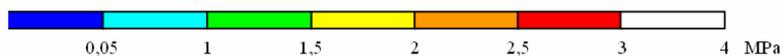


Figure 3.26 : Résultats des simulations réalisées pour les instants 1 à 6 au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers : répartition des contraintes équivalentes de Von Mises au sein du cartilage du cotyle. Les contraintes sont exprimées en MPa. La valeur maximale est précisée pour chaque instant. La position du cotyle est précisée sur la figure en haut à gauche : S/ supérieur ; I/ inférieur ; A/ antérieur ; P/ postérieur. Les vues présentées sont des vues latérales du cotyle depuis l'échancrure acétabulaire.

Etant donnée l'amplitude de notre réaction articulaire relativement élevée en fin d'appui, la pression de contact maximale de 10 MPa semble cohérente. D'autant plus que pour le premier pic de pression, alors que l'amplitude de la réaction articulaire est raisonnable, la pression de contact calculée est de 4 MPa en accord avec les valeurs mesurées et calculées par les auteurs précédemment cités.

Notons tout de même qu'il est essentiel de rester prudent par rapport aux valeurs de pressions mesurées par les capteurs positionnés sur les surfaces articulaires ou sur les prothèses instrumentées. En effet, ces capteurs ne couvrent qu'une surface réduite de la tête fémorale ou du cotyle, 5% de la surface totale d'après Adams et Swanson (1985). Ce qui signifie que 95 % de la surface de la tête fémorale ou du cotyle n'est pas instrumentée. En conséquence, les pressions relevées dépendent essentiellement de la position des capteurs et sont loin d'être uniformes. Ce type de données nous donne malgré tout une bonne estimation de la localisation des zones de pressions maximales.

La répartition des pressions de contact à la surface de la tête fémorale (figure 3.25) au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers, est relativement similaire à celle obtenue au cours de la phase d'appui de la marche. La principale différence est l'intensité des pressions de contact calculées. Elles sont significativement moins élevées que celles calculées pour la marche. De plus, pour la montée d'escaliers, le maximum de pression est atteint au début de la phase d'appui monopodal lorsque le corps n'est supporté que par la jambe en appui, contrairement à la marche pour laquelle le pic de pression maximale se produit à la fin de l'appui, au décolllement du talon. Ainsi, le premier pic de pression, à 20% de la phase d'appui, atteint 2,6 MPa (simulation ③ sur la figure 3.25), et le deuxième pic de pression, à 80% de la phase d'appui, atteint 2,2 MPa (simulation ⑤ sur la figure 3.25).

Les mêmes observations sont valables pour la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises au sein du cartilage du cotyle (figure 3.26).

Hodge et al. (1989) mesurent *in vivo* les pressions de contact lors de la phase d'appui de la montée d'escaliers. Les pressions maximales relevées sont voisines de 4,5 MPa légèrement plus importantes que celles relevées pour la marche. Elles sont localisées dans la partie postéro-supérieure du toit du cotyle en contact avec la partie supérieure de la tête fémorale, comme c'est le cas pour notre sujet.

Yoshida et al. (2006) localisent également la zone de pression maximale, au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers, dans la partie postéro-supérieure du toit du cotyle (figure 3.24 (C4)). La pression maximale calculée par les auteurs est plus élevée que celle calculée pendant la marche. Elle atteint 5,7 MPa au début de l'appui monopodal.

Le pic de pression maximale pour notre sujet se produit au même instant que celui détecté par les différents auteurs. Cependant, les intensités de nos pressions de contact sont inférieures à celles de la littérature même si elles sont du même ordre de grandeur. La localisation de nos zones de contact entre la tête fémorale et le cotyle est cohérente avec celles établies par les différents auteurs.

Les deux étapes de notre modélisation du comportement mécanique de l'articulation de la hanche sont validées qualitativement et quantitativement au travers des différents résultats fournis dans la littérature. La cinématique de la hanche, les intensités musculaires calculées pour les muscles croisant l'articulation de la hanche et la réaction de contact articulaire sont vérifiées avec les précédentes études publiées et s'intéressant à la quantification de ces grandeurs (Glitsch et Baumann, 1997 ; Lu et O'Connor, 1999 ; Anderson et Pandy, 2001 ; Bergmann et al., 2001 ; Nester et al., 2003 ; Stanfield et al., 2003 ; Hof et al., 2005 ; Heintz et al., 2007). De même, les résultats concernant la répartition des pressions de contact au sein de l'articulation coxo-fémorale, fournis par le modèle éléments finis, sont en accord avec les résultats expérimentaux et numériques disponibles (Adams et Swanson, 1985 ; Hodge et al., 1986, Hodge et al., 1989 ; von Eisenhart et al., 1999 ; Yoshida et al., 2006). Même si l'effet de l'encombrement des muscles, des ligaments et des tendons n'est pas pris en compte par le modèle éléments finis, les pressions calculées sont cohérentes avec celles mesurées *in vivo*.

Cependant, une remarque importante peut-être soulevée au vu des résultats obtenus au sein du cotyle. Nous savons que la cavité cotyloïdienne osseuse ne représente qu'une demi-sphère alors que la tête fémorale est assimilable au deux tiers d'une sphère. Il n'existe donc pas de couple d'emboîtement entre les deux structures osseuses, c'est-à-dire que la sphère de la tête fémorale ne peut pas être mécaniquement retenue par l'hémisphère du cotyle osseux. Cependant, comme il a été décrit au chapitre 1, lors de la description anatomique de la hanche, le bourrelet cotyloïdien prolonge la surface du cotyle et l'approfondit, si bien que la cavité cotyloïde totale dépasse la demi-sphère créant un couple d'emboîtement fibreux. Le bourrelet cotyloïdien permet donc de retenir la tête fémorale.

Les résultats obtenus pour la surface de contact dans le cotyle pourraient être améliorés en modélisant le bourrelet cotyloïdien. En effet, les surfaces de contact déterminées ne semblent pas complètes. Leurs formes devraient se rapprocher de celle d'un disque plus ou moins grand selon la sollicitation. Or, à chaque simulation, il manque une partie de cette surface car dans la réalité, la surface de contact se prolonge sur le bourrelet cotyloïdien.

Ainsi, Ferguson et al. (2000) montrent que le fait de ne pas prendre en compte la géométrie du bourrelet cotyloïdien engendre des contraintes et des déformations beaucoup plus importantes au niveau de l'arête supérieure du cotyle. Même si la zone de contact localisée par notre modèle est juste, la modélisation du bourrelet cotyloïdien augmenterait le recouvrement de la tête fémorale en prolongeant la cavité cotyloïdienne et permettrait ainsi d'obtenir la localisation de la zone de contact dans son intégralité. Les pressions de contact maximales calculées seraient moins élevées et les effets de bords du bord supérieur du cotyle n'existeraient plus.

Globalement, notre modélisation est relativement fiable et permet de déduire un profil général du comportement mécanique de la hanche saine au cours de la phase d'appui de la marche et de la phase d'appui de la montée d'escaliers. Elle fournit une bonne estimation de la localisation des zones de contact au sein de l'articulation. Ce modèle mécanique de la hanche va nous permettre, dans la

suite, d'évaluer l'influence du port d'une orthèse podale sur le comportement mécanique d'une hanche pathologique. L'effet de l'orthèse est étudié pour un cas clinique, chez un patient atteint de coxarthrose : c'est l'objet du chapitre suivant.

CHAPITRE 4

APPLICATION CLINIQUE : INFLUENCE DU PORT D'UNE ORTHESE SUR LE COMPORTEMENT MECANIQUE DE LA HANCHE

L'efficacité clinique des orthèses podales dans le traitement de diverses pathologies a largement été observée dans la littérature (Blake et Denton, 1985 ; Yasuda et Sasaki, 1987 ; Donatelli et al., 1988 ; Tohyama et al., 1991 ; Thompson et al., 1992 ; Keating et al., 1993 ; Giffin et al., 1995 ; Sobel et al., 1999 ; Saxena et Haddad, 2003 ; Davids et al., 2007). En effet, ce type d'orthèses est utilisé pour soulager le patient des douleurs engendrées par des pathologies liées au pied, au genou, à la hanche ou encore aux vertèbres lombaires et cervicales. Comprendre la biomécanique du mouvement chez un patient est primordiale afin d'établir un diagnostic précis et prescrire une correction adaptée aux défauts inhérents à la pathologie.

Actuellement, la plupart des études se focalisent sur les effets des orthèses podales sur la cinématique du pied ou du genou (McCullough et al., 1993 ; Eng et Pierrynowski, 1994 ; Lafortune et al., 1994 ; Crenshaw et al., 2000 ; Stacoff et al., 2000 ; Ferber et al., 2005). Un nombre limité d'études (D'Amico, 2002 ; Nester et al., 2003 ; Hassani et al., 2004) concerne l'analyse de l'effet des orthèses sur la cinématique du membre inférieur dans son intégralité et du bassin.

Dans ce contexte, l'objectif de notre étude est de comprendre comment la modification des conditions de contact du pied au sol entraîne une modification du mouvement et des conditions de chargement au niveau de la hanche dans le cas particulier du traitement de la coxarthrose.

I. La coxarthrose

L'articulation de la hanche s'use avec le temps. L'être humain n'est pas programmé pour vivre plus de 75 ans. Au-delà de cet âge, toutes les personnes ont plus ou moins d'arthrose au niveau des articulations. La coxarthrose est l'arthrose de l'articulation de la hanche.

I.1 Le processus arthrosique

Le vieillissement ne joue pas un rôle primordial dans l'apparition de l'arthrose. Evidemment, il intervient en rendant le cartilage moins apte à résister aux agressions, mais à lui seul, il ne peut pas déclencher l'arthrose. La survenue de l'arthrose est liée à la mise en place d'un vrai processus pathologique : c'est une maladie à part entière et non la simple conséquence du vieillissement.

C'est en réponse à un excès de pression sur le cartilage que le processus arthrosique est initié. Deux types de processus sont alors observés : un processus mécanique et un processus biologique.

L'initiation du processus mécanique résulte d'une rupture du filet de collagène liée à l'hyperpression régnant au sein de l'articulation : le cartilage se gonfle d'eau, se fissure, s'ulcère et finit par perdre de son volume, s'amincit puis se fragmente. Concernant le processus biologique, sous l'effet de l'hyperpression, les chondrocytes deviennent hyperactifs et secrètent davantage de protéoglycans et de collagène, mais aussi davantage d'enzymes de destruction : cette hyperactivité entraîne l'épuisement puis la mort cellulaire.

Si le cartilage est le premier atteint au cours du processus arthrosique, les autres composants de l'articulation sont également touchés. En effet, la membrane synoviale s'inflamme en essayant d'évacuer les fragments de cartilage tombés dans la cavité articulaire. Quant à l'os souschondral, en réaction à cet excès de pression, il s'épaissit et donne naissance à une collerette osseuse en périphérie de l'articulation. Cette prolifération d'os forme l'ostéophyte.

I.2 La balance de Pauwels

D'un point de vue mécanique plus général, la balance de Pauwels, bien qu'inexacte, permet de mieux comprendre la survenue de la coxarthrose.

Comme nous l'avons déjà vu, la marche peut être définie comme une succession d'appuis monopodaux. Chaque appui unipodal entraîne une bascule du bassin autour de la tête fémorale portante. L'équilibre est assuré grâce à une traction musculaire s'exerçant entre l'os coxal et le fémur et résultant de la contraction du moyen fessier. Cette force musculaire contrebalance l'action du poids. Pauwels assimile ce système à une balance dont le fémur serait la colonne et le bassin le fléau (figure 4.1). Cette balance possède des bras inégaux. La distance D (bras de levier de la force de pesanteur) est trois fois plus longue que la distance d (bras de levier du moyen fessier). Dans ces conditions, le moyen fessier exerce une force assimilée à trois fois le poids du corps. La résultante des forces du moyen fessier et du poids qui s'exerce sur la tête fémorale est représentative des sollicitations mécaniques auxquelles la hanche est soumise.

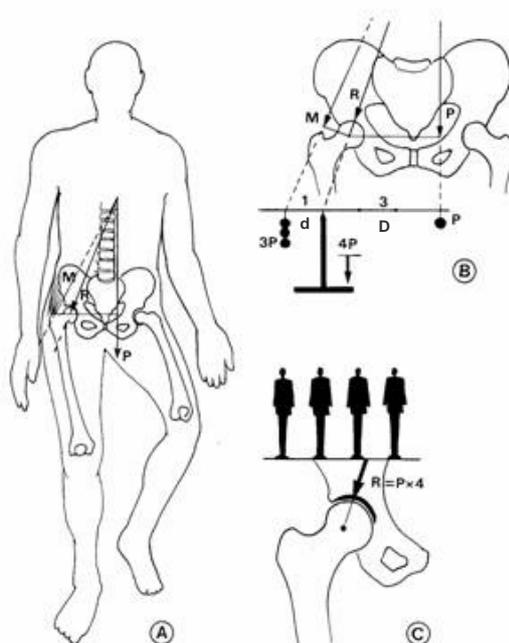


Figure 4.1 : Balance de Pauwels (1959) : pression sur la hanche en appui unipodal. P : poids du corps ; M : force de contrebalance (muscles moyen fessier) ; R : résultante des forces de pression.

En 1959, Pauwels définit la coxarthrose de la manière suivante: "la coxarthrose résulte d'une disproportion entre l'importance des sollicitations mécaniques auxquelles la hanche est soumise, d'une part, et la capacité de résistance à l'effort des tissus cartilagineux et osseux, d'autre part".

I.3 Les différentes formes de coxarthrose

Décrite pour la première fois en 1759 par Hunter (Roux et al. 1970), la coxarthrose commune est connue depuis la fin de la première moitié du XIXe siècle sous deux aspects : Smith, en 1835, décrit la coxarthrose primitive des sujets âgés ; Adams, en 1857, donne la description de la maladie chez le sujet jeune apparaissant vers l'âge de 40 ans et correspondant à la coxarthrose secondaire.

C'est en 1957 que Forestier (Lequesne et al., 1970) décrit des formes de coxarthrose survenant chez des femmes de plus de 60 ans et évoluant très rapidement. Toutefois, l'absence de facteurs rhumatismaux et des vitesses de sédimentation normales font évoquer à l'auteur une possibilité de coxarthrose à évolution particulière. C'est en 1962 que Forestier et Lequesne approfondissent cette hypothèse et proposent de l'appeler la coxarthrose destructrice rapide.

La coxarthrose primitive survient en général après 60 ans et représente 40% de l'ensemble des coxarthroses. Elle se développe sur une hanche sans malformation préalable. On ne connaît pas avec précision le processus d'apparition de ce type de coxarthrose. Il semble que des facteurs génétiques, intervenant dans la dégradation du cartilage, jouent un rôle important. La surcharge pondérale constitue également un facteur aggravant.

La coxarthrose secondaire survient plus précocement (45-50 ans) et représente environ 60% de l'ensemble des coxarthroses. Elle survient sur une hanche soumise à un excès de sollicitations mécaniques engendrées par des malformations ou déformations de la surface portante. Il peut s'agir d'une surface insuffisante (hanche dysplasique) ou d'une surface incongruente, déformée en raison d'une fracture articulaire ou de la présence d'ostéochondrose (modifications de l'ossification enchondrale). La pratique d'un sport à haut niveau pendant plusieurs années peut également entraîner une dégradation du cartilage. En effet, les excès d'impacts répétés en force et de rotations en charge sont extrêmement nocifs pour le cartilage (Lequesne, 2004).

La coxarthrose destructrice rapide est une coxarthrose de survenue rapide qui évolue vers la destruction complète de l'articulation de la hanche en 6 à 24 mois. Elle survient le plus souvent entre 60 et 80 ans, et touche plus spécifiquement la femme.

I.4 Traitement

L'objectif du traitement est de limiter les conséquences fonctionnelles par la chirurgie qui est le traitement de la coxarthrose. Un traitement médical préalable est d'abord instauré afin de retarder le moment de l'intervention.

Le traitement médical comprend des mesures hygiéno-diététiques, la kinésithérapie et le traitement médicamenteux à base d'antalgiques, d'anti-inflammatoires et de médicaments anti-arthrosiques.

La réduction de l'appui passe par une diminution de la surcharge pondérale et le repos relatif, évitant la station debout et la marche prolongée. Dans certains cas, l'utilisation d'une canne du côté opposé facilite la marche.

La kinésithérapie cherche à maintenir la trophicité musculaire et la mobilité de la hanche.

Le traitement de la douleur passe par les antalgiques habituels et les anti-inflammatoires. Le traitement anti-arthrosique est parfois prescrit.

Les orthèses podales complètent parfois le traitement à base de médicaments. Ces orthèses, en modifiant les conditions de contact du pied au sol, améliorent la répartition des forces de contact au niveau de la hanche. Ce type de traitement est décrit en détail dans le paragraphe suivant puisque le but de notre étude est d'évaluer son influence.

Le traitement chirurgical est correcteur ou palliatif. Le traitement correcteur corrige une malformation pour stabiliser ou améliorer l'arthrose. Ce peut être une acétabuloplastie corrigeant une insuffisance cotyloïdienne par pratique d'une butée osseuse, ou une ostéotomie de varisation (réduction de l'angle d'antéversion) corrigeant un défaut de coxa valga. Leur efficacité est largement liée à la précocité du geste.

Le traitement de référence est l'arthroplastie totale de hanche qui consiste à poser une prothèse totale de hanche. Il n'y a aucune urgence à pratiquer le remplacement articulaire. Le moment de l'indication chirurgicale dépend plus de l'importance de l'impotence fonctionnelle que du stade radiographique. Dans certains cas, la gêne demeure modérée malgré une image déjà évoluée et, à l'inverse, la gêne peut se révéler importante même si l'évolution de l'arthrose est peu avancée.

II. Les orthèses podales

II.1 Principes thérapeutiques

Les orthèses de pied agissent en dynamique pour corriger les défauts du mouvement engendrés par la pathologie. D'une manière générale, le patient adopte une position qui lui permet de moins ressentir la douleur, induisant une modification des positions relatives des segments osseux les uns par rapport aux autres et différentes de celles observées chez un sujet sain. Les muscles subissent cette modification et adaptent leur fonctionnement pour maintenir l'équilibre global.

L'orientation du pied joue un rôle primordial dans l'équilibre postural. Une modification de cette orientation peut être à l'origine de graves déséquilibres posturaux en modifiant la force de contact du pied sur le sol lors de l'appui. L'action correctrice des orthèses podales se traduit par une modification de l'orientation du pied pour modifier l'équilibre postural et soulager la douleur.

Les orthèses podales sont généralement fabriquées par thermoformage, après un examen minutieux des pieds et des membres inférieurs afin de déterminer la correction ou compensation nécessaire.

D'une manière générale, le traitement par orthèses podales répond à deux critères fondamentaux que sont l'efficacité du traitement et le confort pour le patient. L'efficacité des orthèses de pied s'apprécie essentiellement par la disparition des douleurs ressenties par le patient sous leur action. Ces douleurs réapparaissent quasiment instantanément dès lors que le patient ne porte plus ses orthèses. Ces orthèses sont confortables, car étant thermoformées, elles épousent parfaitement la forme du pied. Aucune gêne n'est ressentie lors de la marche.

Le traitement de la coxarthrose par orthèses podales a pour objectif de corriger le mouvement des structures ostéo-articulaires pour obtenir une meilleure répartition des contraintes au sein de l'articulation et un rééquilibrage des groupes musculaires adjacents. On peut supposer que la surface de contact est modifiée par l'action des orthèses : une nouvelle zone de cartilage est sollicitée, ralentissant ainsi l'usure du cartilage et l'évolution de l'arthrose.

II.2 Le traitement de la coxarthrose chez notre patient

Notre patient présente une coxarthrose à droite. L'arthrose de la hanche est antéro-supéro externe, associée à une dysplasie cotyloïdienne avec une anté-torsion fémorale pathologique. Le pied droit présente un valgus de 8° en statique et de 13° en dynamique. Le cartilage usé étant localisé dans la partie antéro-supérieure externe du toit du cotyle (figure 4.2), la stratégie adoptée pour recruter du cartilage sain est un recouvrement plus important de la tête fémorale. Pour cela, l'orthèse doit conduire la hanche en rotation externe par une action supinatrice. Cette action compense le manque d'extension engendré par la pathologie. L'orthèse portée par le patient à droite est correctrice du valgus postural : c'est une orthèse de varisation thermoformée avec un matériau à coefficient de transfert élevé. L'orthèse portée du côté controlatéral est une orthèse neutre. La position de la tête fémorale dans le cotyle est différente lorsque le patient porte ses orthèses podales, entraînant une

modification de la localisation de la zone de contact entre les deux surfaces articulaires. Il est important que le patient porte des chaussures plates et souples. Avant que ce traitement ne soit préconisé, le patient présentait une position antalgique de flexum et rotation interne associée à une boiterie. La réadaptation fonctionnelle avec les orthèses s'est faite progressivement. Actuellement, le patient ne ressent plus aucune douleur pendant la marche et ne boîte plus. En ce qui concerne la montée d'escaliers, une légère douleur est malgré tout ressentie.

Grâce à l'équilibre retrouvé et à la meilleure répartition des contraintes, l'articulation coxo-fémorale peut à nouveau fonctionner de façon satisfaisante. Le patient retrouve rapidement des activités fonctionnelles quasiment normales.



Figure 4.2 : Radiographie de la hanche du patient : dysplasie cotyloïdienne associée à l'usure du cartilage dans la partie antéro-supéro externe du toit du cotyle.

III. Détermination des efforts au niveau de la hanche

III.1 Analyse du mouvement

III.1.1. Cinématique de la marche et de la montée d'escaliers

Les résultats cinématiques présentés ci-après sont ceux obtenus pour le patient dont la pathologie est décrite précédemment. Les différentes caractéristiques morphologiques concernant ce patient sont récapitulées dans le tableau 4.1.

Tableau 4.1 : Caractéristiques morphologiques concernant le patient.

Caractéristiques morphologiques	
Sexe	féminin
Age	60 ans
Taille	153 cm
Poids	58 kg

L'étude qui suit concerne l'analyse de la phase d'appui de la marche et de la phase d'appui de la montée d'escaliers. Le protocole utilisé pour l'acquisition des données cinématiques et dynamiques est le même que celui mis en place pour le sujet sain. Pour la marche, il est demandé au patient de marcher en regardant droit devant lui le plus naturellement possible. Pour la montée d'escaliers, le patient marche normalement et monte ensuite trois marches de 17 cm de hauteur. Comme pour le sujet sain, l'enregistrement de la phase d'appui de la montée d'escaliers s'effectue lors de la montée de la première marche (dernier appui au sol du pied avec orthèse correctrice). Notre objectif étant de déterminer l'influence du port de l'orthèse sur le comportement mécanique de la hanche arthrosique, une première série d'acquisitions est réalisée avec les orthèses. Avant de procéder à l'acquisition de la deuxième série de données, sans orthèses, le patient marche pendant 30 minutes après les avoir ôtées afin d'ajuster sa marche à la situation. Ainsi, pendant toute la durée de l'expérience, la position des marqueurs cutanés (et sur la chaussure) n'est pas modifiée afin d'assurer au mieux la reproductibilité des mesures.

L'effet de l'orthèse a été constaté avant le traitement des résultats. Lors des acquisitions sans orthèses, la douleur ressentie par le patient était visible alors qu'aucun signe de douleur apparente n'a été décelé lors des essais avec orthèses. La vitesse moyenne des marches enregistrées avec orthèses ($3,3 \pm 0,2 \text{ km.h}^{-1}$) est plus élevée que celle calculée pour les marches sans orthèses ($2,7 \pm 0,2 \text{ km.h}^{-1}$). D'ores et déjà, nous remarquons que l'orthèse améliore la marche du patient en lui permettant d'évoluer plus rapidement.

Pour l'ensemble des essais réalisés (6 enregistrements pour la marche et 6 enregistrements pour la montée d'escaliers), les données obtenues sont normalisées temporellement en ne conservant que la phase d'appui.

Tous les résultats cinématiques et dynamiques obtenus avec et sans orthèses figurent en annexe 4. Dans la suite, nous ne présentons que les résultats pertinents nous montrant une différence significative entre les patterns avec et sans orthèses. Ces résultats sont comparés avec ceux obtenus pour le sujet sain.

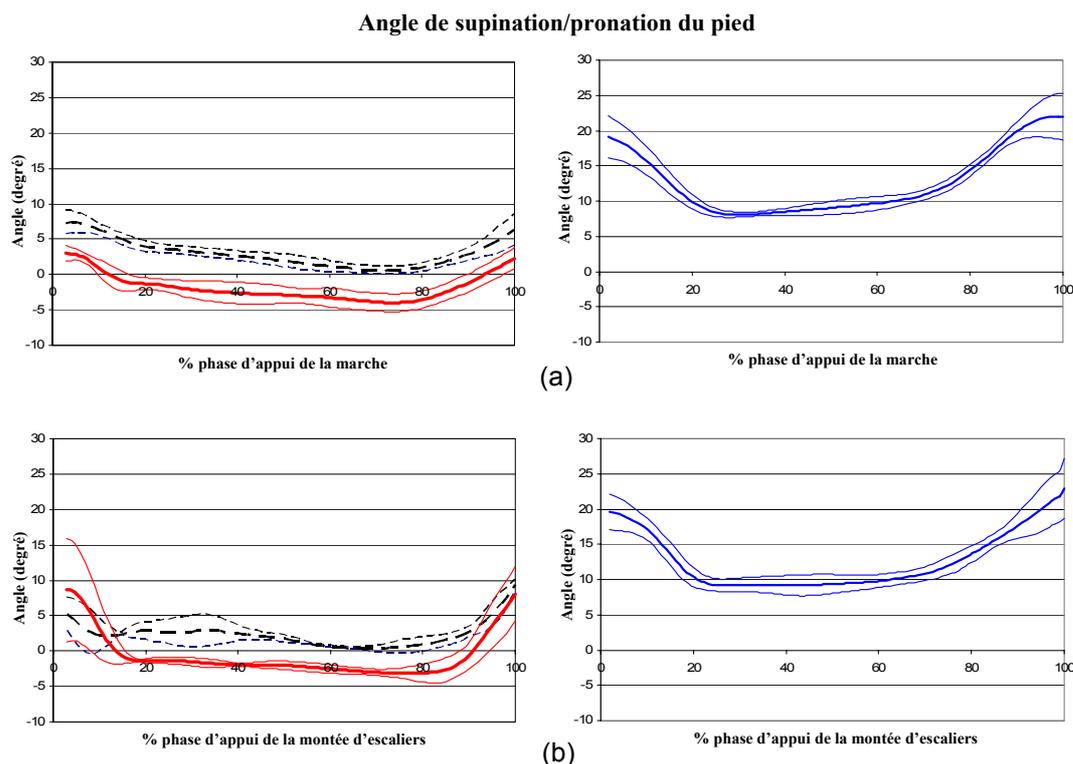


Figure 4.3 : Cinématique du pied : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin) au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la phase d'appui de la montée d'escaliers (b). L'angle de supination/pronation du pied est déterminé pour le patient (à gauche) avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) ; et pour le sujet sain (à droite, trait continu bleu). Les valeurs positives indiquent une supination du pied. La supination du pied oriente la plante en dedans alors que la pronation du pied oriente la plante en dehors.

Au cours de la marche et de la montée d'escaliers, des différences notables apparaissent au niveau de l'orientation du pied dans le plan frontal (figure 4.3) conformément à la stratégie de correction adoptée. L'action supinatrice de l'orthèse est évidente. L'angle frontal est modifié d'environ 5° lors de la marche et de 4° lors de la montée d'escaliers. La comparaison de l'orientation du pied dans le plan frontal avec le sujet sain montre que la différence moyenne, au niveau de l'angle frontal du pied, est de 9° lorsque le patient marche avec orthèses, et de 14° lorsque le patient marche sans orthèses. La même variation est observée lors de la montée d'escaliers : la différence moyenne au niveau de l'angle frontal du pied est de 10° lorsque le patient monte la marche avec orthèses, et de 13° lorsque le patient monte la marche sans orthèses. L'orthèse tend à améliorer la cinématique du pied en se rapprochant d'une cinématique « normale » déterminée pour un sujet sain.

Il est à souligner ici que, même si les valeurs « absolues » des angles sont dépendantes de la pose des marqueurs, la comparaison sans et avec orthèse s'en affranchit puisque les marqueurs n'ont pas été déplacés entre les deux séries d'enregistrements.

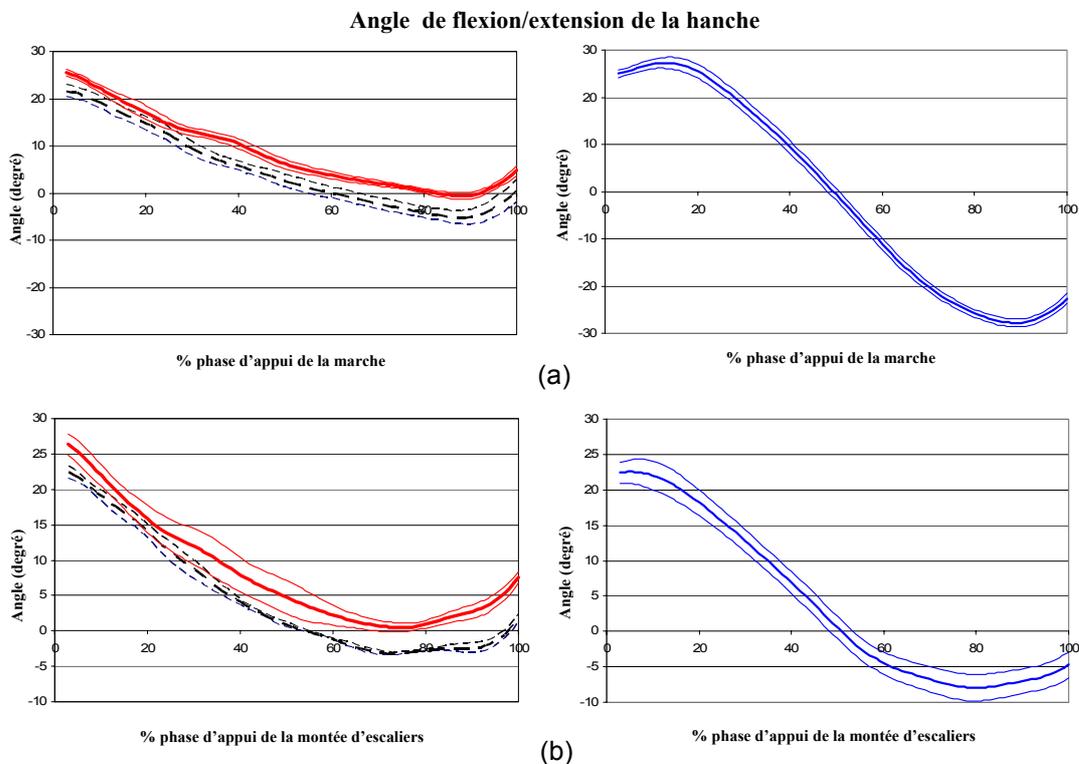


Figure 4.4 : Cinématique de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin) au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la phase d'appui de la montée d'escaliers (b). L'angle de flexion/extension de la hanche est déterminé pour le patient (à gauche) avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) ; et pour le sujet sain (à droite, trait continu bleu). Les valeurs positives indiquent une flexion de la hanche.

Le port des orthèses influe également sur la cinématique de la hanche, en particulier au niveau de l'extension de la hanche (figure 4.4). Les résultats graphiques dans le plan sagittal mettent en évidence le flessum (défaut d'extension) de hanche induisant la perte du pas postérieur caractéristiques de la coxarthrose, lorsque le patient évolue sans orthèses au cours de la marche ou au cours de la montée d'escaliers. Cette perte d'extension caractéristique de la coxarthrose est légèrement compensée au cours de la marche (environ 6°) et au cours de la montée d'escaliers (environ 4°) lorsque le patient évolue avec les orthèses. Cependant, pendant la phase d'appui de la marche, l'amplitude de la mobilité active de la hanche (différence entre la flexion maximale et l'extension maximale) demeure limitée pour le pattern pathologique (environ 25°) en comparaison avec le pattern sain (environ 55°). Cette limitation est essentiellement due à la perte d'extension active au cours des parties moyenne et terminale de l'appui lors du pas postérieur. Cette différence d'amplitude peut être attribuée en partie à la vitesse de marche du patient plus faible, entraînant une amplitude des mouvements plus limitée, mais également à la douleur invalidante de la hanche entraînant une adaptation fonctionnelle de la marche. Au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers, les amplitudes des patterns pathologique et sain sont équivalentes et voisines de 30°.

Notons également qu'au cours de la marche ou de la montée d'escaliers, chez le sujet sain, la hanche passe en extension à 50% de la phase d'appui de la marche soit à la fin de l'appui monopodal lorsque le corps passe par la verticale. Chez le patient évoluant avec ses orthèses, le passage en extension est décalé dans le temps autour de 60% de l'appui lors du second double appui.

La comparaison des résultats cinématiques avec et sans orthèses nous montre des différences relativement faibles (de l'ordre de 5°). Les erreurs instrumentales (Richards, 1999 ; Chiari et al., 2005) et expérimentales (Gorton et al., 2001 ; Bonnefoy et al., 2005 ; Della Croce et al., 2005 ; Leardini et al., 2005) sont évaluées à environ 2° dans les plans sagittal et frontal. Il faut donc rester prudent quant à l'interprétation des différences. C'est pourquoi nous traçons les corridors à plus ou moins un écart-type de la valeur moyenne afin de pouvoir mieux objectiver l'influence du port de l'orthèse. Puisque ces corridors sont nettement distincts, les différences observées sur une large part de la phase d'appui peuvent être imputées à l'orthèse. Nos résultats montrent également que la modification de l'orientation du pied dans le plan frontal induit une variation de l'orientation de la hanche dans le plan sagittal. Ceci confirme l'hypothèse selon laquelle l'efficacité de l'orthèse repose sur l'existence de couplages ostéo-articulaires.

III.1.2. Détermination des moments intersegmentaires au niveau de la hanche

Les moments intersegmentaires calculés au niveau de la hanche, dans chaque condition expérimentale, sont présentés sur la figure 4.5 pour la marche et sur la figure 4.6 pour la montée d'escaliers.

Dans les plans frontal et sagittal, les moments d'adduction/abduction et de flexion/extension sont relativement similaires pour les activités enregistrées avec et sans orthèses. La principale variation se produit dans le plan transverse dans lequel l'effet de l'orthèse se traduit par une diminution du moment de rotation interne au cours de la phase d'appui de la marche et de la phase d'appui de la montée d'escaliers.

En comparant les moments intersegmentaires obtenus pour le patient avec ceux obtenus pour le sujet sain, des divergences significatives apparaissent. Tout d'abord, dans le plan frontal, le profil général des moments est différent. Pour le sujet sain, deux pics d'amplitude du moment d'abduction sont observés pour la marche et la montée d'escaliers. Pour le patient, au cours de la marche et de la montée d'escaliers, seulement un pic d'amplitude du moment d'abduction apparaît clairement, le second étant plus atténué.

Moments intersegmentaires

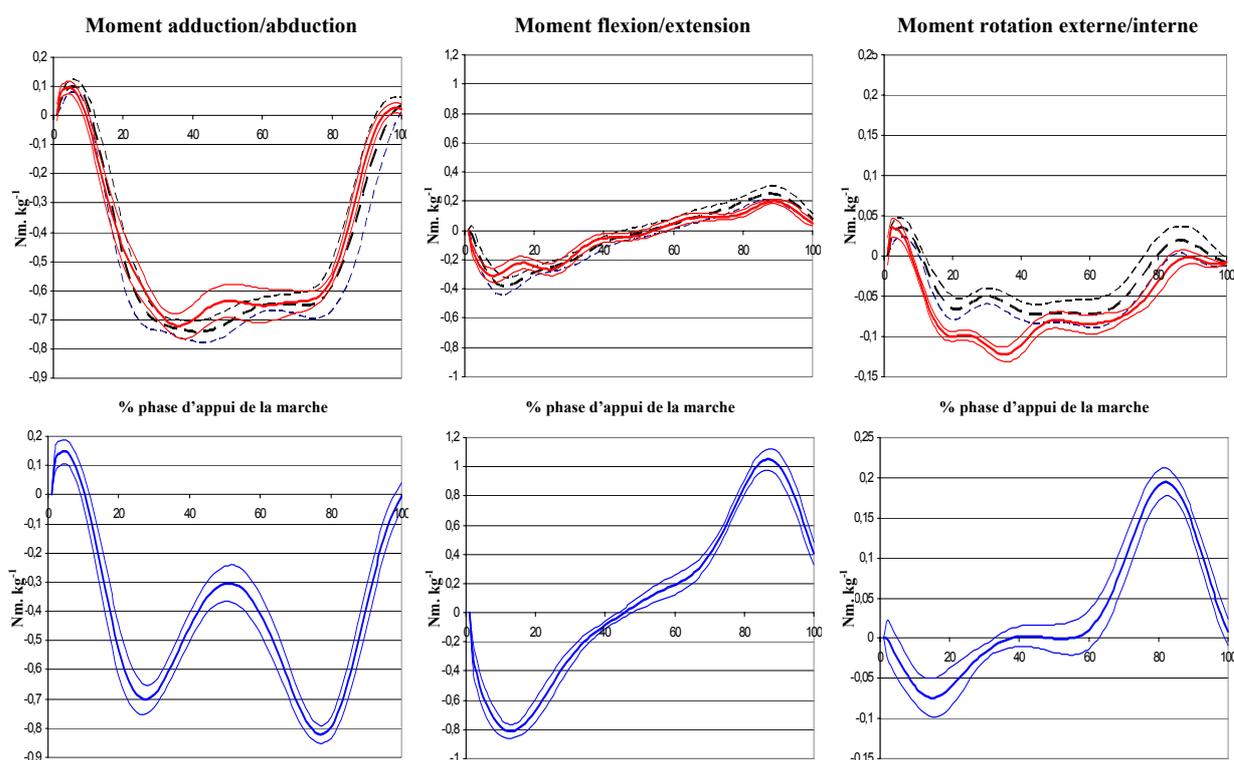


Figure 4.5 : Moments intersegmentaires au niveau de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin) au cours de la phase d'appui de la marche. Les moments d'adduction/abduction, de flexion/extension et de rotation externe/interne sont présentés pour le patient (en haut) avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) ; et pour le sujet sain (en bas, trait continu bleu). Les valeurs positives indiquent un moment d'adduction, un moment de flexion et un moment de rotation externe respectivement dans les plans frontal, sagittal et transverse liés au bassin.

Par ailleurs, dans le plan sagittal, au cours de la phase d'appui de la marche, le moment de flexion/extension est significativement plus important pour le sujet sain. En effet, le moment d'extension maximal généré lors de la marche saine est 2 fois plus important que celui généré lors de la marche pathologique. De même, le moment de flexion maximal calculé pour le sujet sain est 5 fois plus important que celui calculé pour le patient. Au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers, les moments d'extension sont équivalents lors du premier double appui (de 0 à 20% de la phase d'appui) mais évoluent différemment à partir du début de la phase d'appui monopodal jusqu'à la fin de l'appui.

Dans le plan transverse, les patterns du moment de rotation interne obtenus lors des enregistrements avec orthèses tendent à se rapprocher des patterns déterminés pour le sujet sain.

D'une manière générale, la comparaison des moments intersegmentaires calculés pour le patient et le sujet sain montre que la principale différence entre les patterns pathologiques et les patterns sains se produit au niveau du moment intersegmentaire de flexion (équivalent au moment externe d'extension). En effet, pendant la marche, ce moment est plus faible chez le patient. Pendant la montée d'escaliers, le moment intersegmentaire de flexion de la hanche est inexistant, seul un moment intersegmentaire d'extension de la hanche est enregistré (équivalent à un moment externe de flexion). Ce phénomène

peut être mis en relation avec la diminution de l'amplitude active de la hanche et l'existence d'un flessum de hanche chez le patient.

Moments intersegmentaires

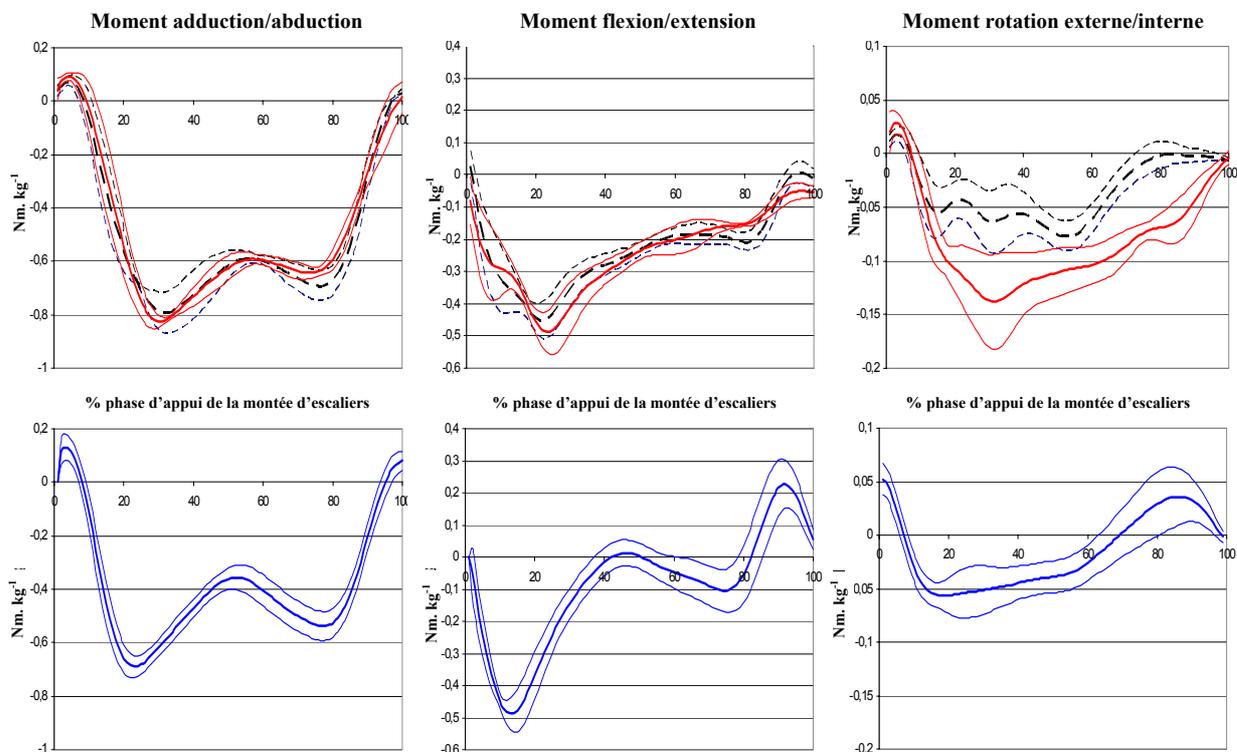


Figure 4.6 : Moments intersegmentaires au niveau de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin) au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers. Les moments d'adduction/abduction, de flexion/extension et de rotation externe/interne sont présentés pour le patient (en haut) avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) ; et pour le sujet sain (en bas, trait continu bleu). Les valeurs positives indiquent un moment d'adduction, un moment de flexion et un moment de rotation externe respectivement dans les plans frontal, sagittal et transverse liés au bassin.

Le calcul des moments intersegmentaires montre que les orthèses influent très peu sur les moments d'adduction/abduction et de flexion/extension. Leur action est plus visible sur le moment de rotation externe/interne. Ces moments sont introduits dans le modèle d'optimisation pour déterminer les efforts musculaires pendant les activités enregistrées.

III.2 Etat de chargement de l'articulation de la hanche

III.2.1. Détermination des efforts musculaires

Les coordonnées musculaires prises en comptes dans le modèle musculo-squelettique, pour le calcul des bras de levier, figurent en annexe 3.

Les amplitudes des efforts musculaires issues de l'optimisation statique sont présentées sur la figure 4.7. Même si quasiment tous les muscles pris en compte dans le modèle sont actifs pendant la phase d'appui de la marche et de la montée d'escaliers, seules les amplitudes musculaires les plus significatives sont présentées pour le patient. Afin de faciliter la comparaison, ces amplitudes sont superposées avec celles estimées pour le sujet sain.

La comparaison des résultats obtenus lors de la marche et de la montée d'escaliers, avec et sans orthèses, montre que les orthèses n'ont pas d'influence significative sur l'amplitude des efforts musculaires.

En revanche, des différences significatives, entre le sujet sain et le patient, sont observées au niveau des patterns musculaires, en particulier au cours de la marche. Tout d'abord, au début de l'appui de la marche, les amplitudes musculaires des ischio-jambiers (biceps fémoral, semi-tendineux et semi-membraneux) déterminées pour le sujet sain sont beaucoup plus élevées que celles du patient. Ensuite, au milieu de l'appui, la principale divergence concerne les grand et moyen fessiers. Pour le patient, l'amplitude de ces muscles reste relativement constante entre 40 et 80% de l'appui et plus élevée que celle obtenue pour le sujet sain. Enfin, à la fin de l'appui, chez le patient, l'action de l'iliopsoas est réduite. Le pattern du droit antérieur est également très différent de celui du sujet sain. D'une manière plus générale, l'action des muscles fléchisseurs chez le patient est très limitée en fin d'appui. Ceci peut être expliqué par la faible extension de la hanche liée à la pathologie qui limiterait l'intervention des muscles fléchisseurs pour ramener la hanche en flexion à la fin de l'appui. Ceci est cohérent avec le résultat inverse observé chez le sujet sain. En effet, l'extension importante de la hanche saine en fin d'appui nécessitait de développer une force beaucoup plus importante par les muscles fléchisseurs pour pouvoir ramener progressivement la hanche en flexion.

Les forces musculaires, au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers, sont relativement similaires pour le patient et pour le sujet sain, excepté pour quelques muscles. Sont concernés principalement les grand et moyen fessiers et l'iliopsoas. Pour ces muscles, les mêmes variations que pendant la marche sont observées entre le sujet sain et le patient.

Le calcul des efforts musculaires ne fait pas apparaître de différences significatives entre les activités avec et sans orthèses. Entre le patient et le sujet sain, une divergence se manifeste au niveau des muscles fléchisseurs, tels que l'iliopsoas et le droit antérieur, à la fin de l'appui pendant la marche et la montée d'escaliers. Les patterns musculaires des muscles fessiers sont également différents dans la seconde moitié de la phase d'appui.

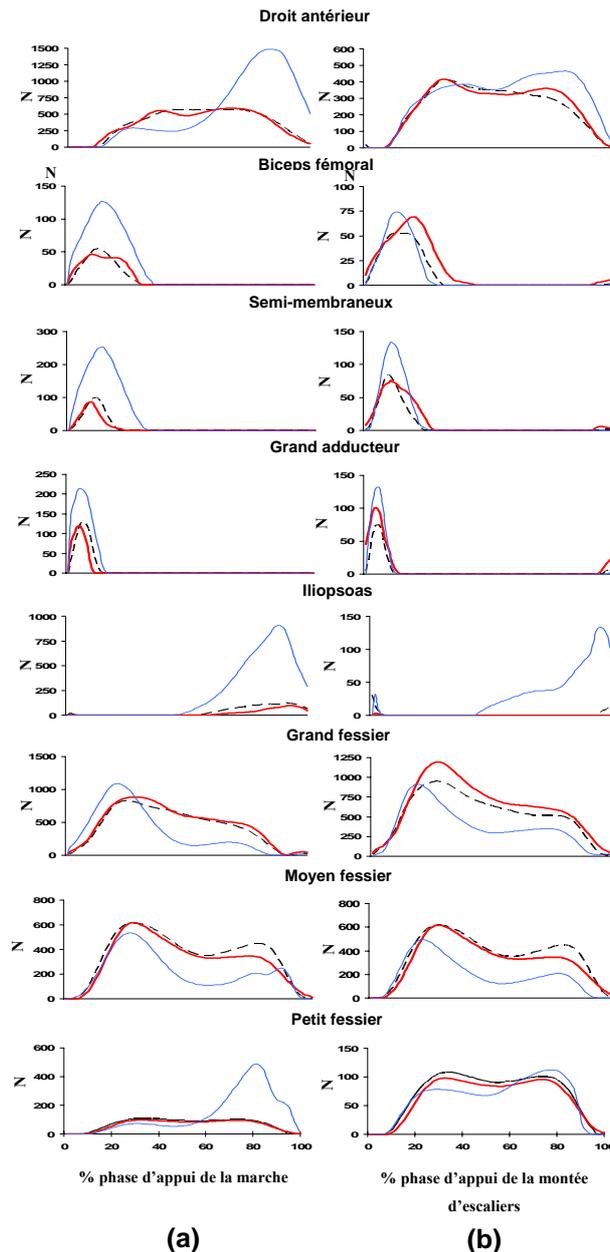


Figure 4.7 : Intensités moyennes des muscles croisant l'articulation de la hanche au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la phase d'appui de la montée d'escaliers (b). Les intensités musculaires sont présentées pour le patient avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait gras continu rouge) ; et pour le sujet sain (trait fin continu bleu).

III.2.2. Détermination de la réaction de contact articulaire

Les figures 4.8 et 4.9 présentent respectivement la réaction de contact articulaire calculée à partir du théorème de la résultante dynamique pendant la marche et pendant la montée d'escaliers. Les courbes décrivent l'évolution de l'amplitude de la réaction de contact articulaire pendant la phase d'appui, ainsi que l'évolution de son orientation dans les plans frontal et sagittal liés au bassin.

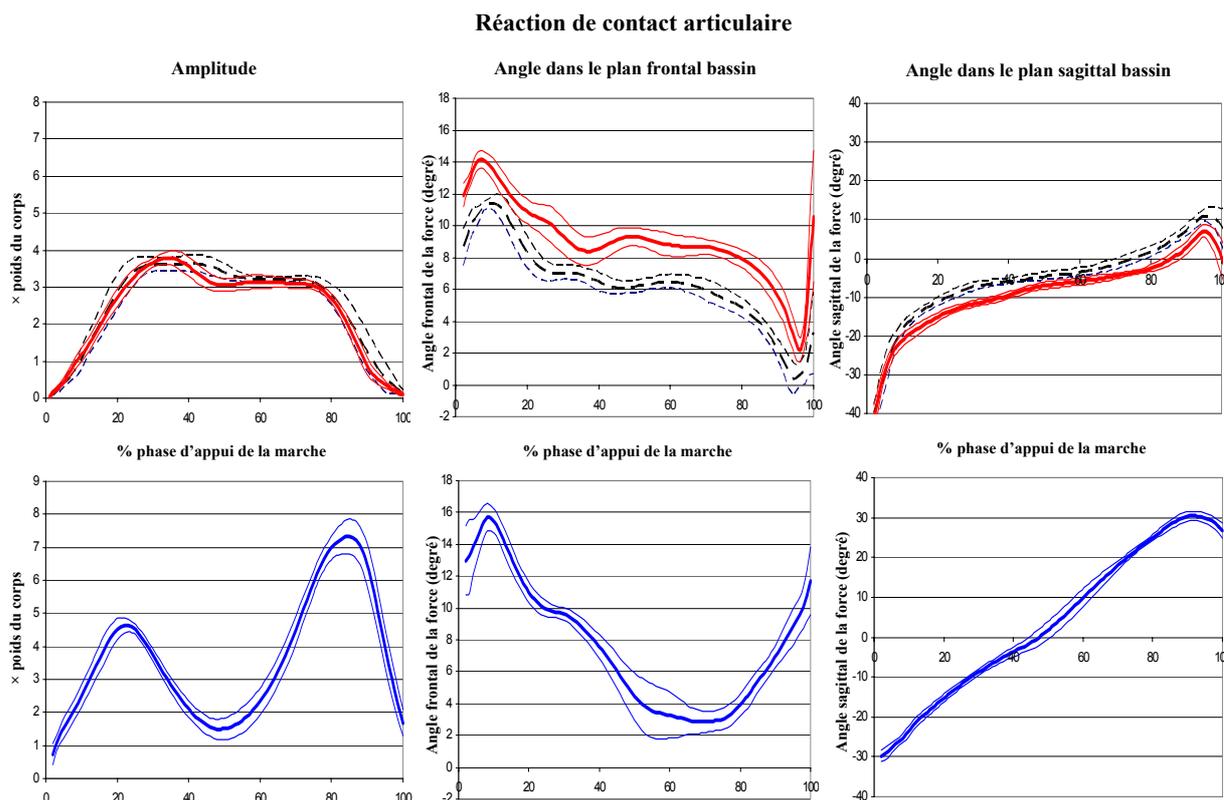


Figure 4.8 : Réaction de contact articulaire au niveau de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin) au cours de la phase d'appui de la marche. Les amplitudes et les angles dans les plans frontal et sagittal du bassin sont présentés pour le patient (en haut) avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) ; et pour le sujet sain (en bas, trait continu bleu). Les valeurs positives de l'angle frontal indiquent que la réaction de contact articulaire est orientée médialement et les valeurs positives de l'angle sagittal indiquent que la réaction de contact articulaire est orientée antérieurement. (*la définition des angles frontal et sagittal est précisée sur la figure 3.15 page 112*).

En terme d'amplitude, la réaction de contact articulaire est approximativement la même lorsque le patient marche ou monte l'escalier avec et sans orthèses (figures 4.8 et 4.9). Néanmoins, les orthèses podales modifient l'orientation de cette réaction dans le repère anatomique lié au bassin. La projection de la réaction de contact articulaire dans le plan frontal met en évidence une diminution moyenne de 3° de l'angle frontal lorsque le patient évolue avec ses orthèses lors de la marche et de la montée d'escaliers. Dans le plan sagittal, le port de l'orthèse entraîne une augmentation de l'angle de 3 ou 4° lors de la marche et de la montée d'escaliers.

Les réactions de contact articulaires générées chez le patient sont très différentes de celles générées chez le sujet sain. Prenons l'exemple de la marche. Deux pics d'amplitude de la réaction articulaire se produisent lors de la marche saine atteignant successivement 5 et 7 fois le poids du corps. Lors de la marche pathologique, seulement un pic d'amplitude de la réaction de contact articulaire se produit atteignant un peu moins de 4 fois le poids du corps. De plus, lorsque le membre en appui passe par la verticale, à 50% de la phase d'appui de la marche, normalement un minimum local devrait être observé chez le patient mais ce n'est pas le cas.

Le premier pic d'amplitude se produit au début de l'appui monopodal lorsque tout le poids du corps est supporté par la jambe en appui. Ensuite, pendant toute la durée de cette phase, l'amplitude diminue quelque peu pour atteindre un palier à 3 fois le poids du corps. De la fin de l'appui monopodal (à 50% de la phase d'appui de la marche) jusqu'au lever du talon (à 85% de la phase d'appui de la marche), l'amplitude de la réaction de contact articulaire reste quasiment constante aux alentours de 3 fois le poids du corps. Ensuite, l'amplitude diminue logiquement pendant la phase pré-oscillante à la fin de l'appui.

L'évaluation de l'orientation de la réaction de contact articulaire montre une évolution différente chez le patient et chez le sujet sain. Lors de la marche pathologique, la courbe représentant les variations de l'angle frontal met en évidence l'existence d'un plateau entre 50 et 85 % de la phase d'appui de la marche. Cette période correspond justement à la période pendant laquelle l'amplitude de la réaction de contact articulaire est constante lors du second appui bipodal. En fin d'appui, l'évolution de l'orientation de la réaction de contact articulaire dans le plan frontal est complètement différente chez le patient et chez le sujet sain. Cependant, la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin reste dirigée médialement pendant toute la phase d'appui. L'analyse de l'orientation de la réaction de contact articulaire dans le plan sagittal est intéressante. Pour le sujet sain, nous avons montré que la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin est initialement orientée vers l'arrière dans la première moitié de la phase d'appui, puis vers l'avant dans la seconde moitié de la phase d'appui au moment où la hanche passe de la flexion à l'extension. Pour le patient, il en est autrement. La réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin est orientée vers l'arrière pendant une majeure partie de la phase d'appui de la marche. Ce n'est seulement qu'à la fin de l'appui que la réaction articulaire exercée par le fémur sur le bassin s'oriente vers l'avant. Le port de l'orthèse avance le moment où le changement d'orientation est observé (changement d'orientation à 70% de la phase d'appui de la marche avec orthèses et à 85% de la phase d'appui de la marche sans orthèses).

Lors de la montée d'escaliers, les patterns d'amplitude de la réaction de contact articulaire sont similaires chez le patient et chez le sujet sain bien que le second pic d'amplitude soit plus aplati chez le patient en raison de l'absence d'un minimum local prononcé. Les amplitudes maximales observées atteignent environ 4,5 fois le poids du corps.

L'orientation de la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin suit la même évolution au cours de l'appui chez le patient et chez le sujet sain. Chez le patient, le port de l'orthèse tend toutefois à améliorer l'orientation de la réaction de contact articulaire qui se rapproche de l'évolution observée pour le sujet sain.

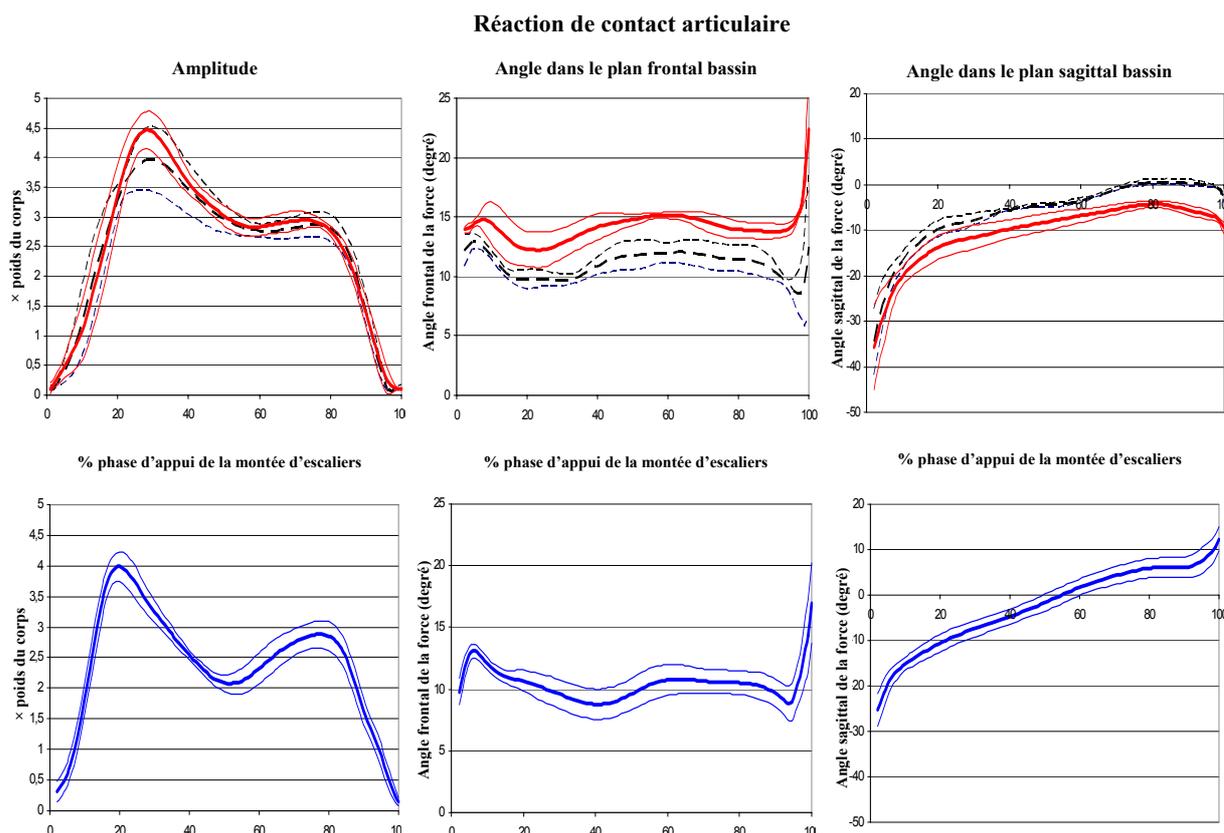


Figure 4.9 : Réaction de contact articulaire au niveau de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin) au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers. Les amplitudes et les angles dans les plans frontal et sagittal du bassin sont présentés pour le patient (en haut) avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) ; et pour le sujet sain (en bas, trait continu bleu). Les valeurs positives de l'angle frontal indiquent que la réaction de contact articulaire est orientée médialement et les valeurs positives de l'angle sagittal indiquent que la réaction de contact articulaire est orientée antérieurement. (la définition des angles frontal et sagittal est précisée sur la figure 3.15 page 112).

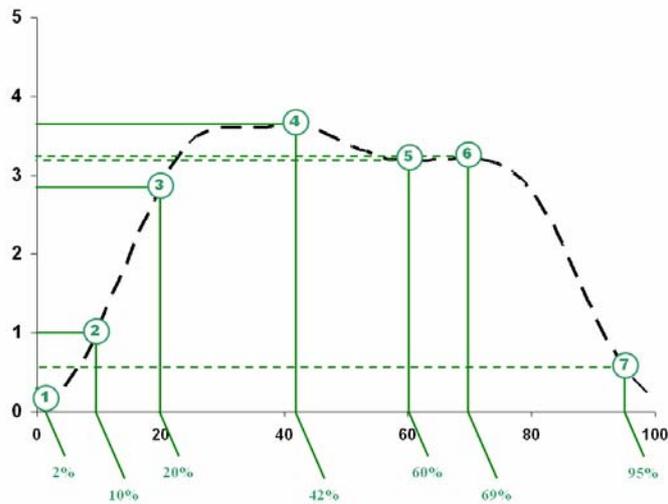
Au cours du premier double appui, jusqu'à 20% de la phase d'appui de la montée d'escaliers, l'orientation de la réaction de contact articulaire dans le plan sagittal suit la même évolution pour le patient et le sujet sain. En revanche, à partir de 20%, des divergences sont observables. Chez le sujet sain, la réaction de contact articulaire se trouvant à l'arrière du plan frontal passe à l'avant de ce plan lorsque l'angle sagittal devient positif à 50 % de la phase d'appui. Chez le patient, la réaction de contact articulaire reste à l'arrière du plan frontal, l'angle sagittal ne changeant pas de signe. Notons tout de même que l'angle sagittal approche les valeurs positives lorsque le patient monte la marche avec ses orthèses.

Afin de localiser les zones de contact chez le patient, des simulations éléments finis sont réalisées pour la marche et la montée d'escaliers avec et sans orthèses, en implémentant les chargements correspondants décrits précédemment.

IV. Simulations éléments finis

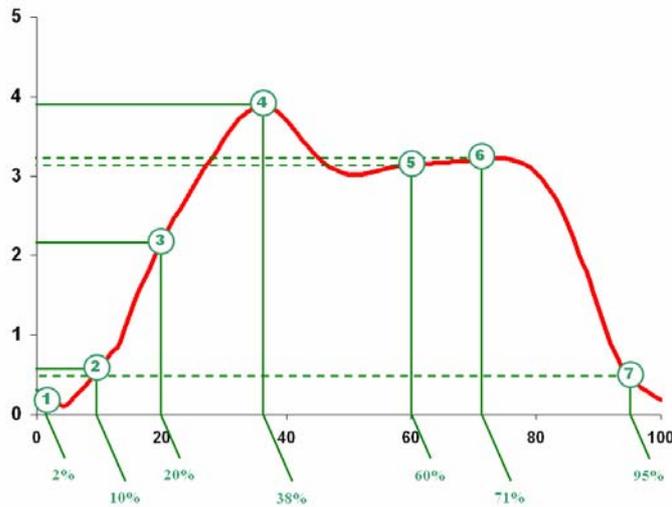
IV.1 Méthode

Les réactions de contact articulaire exercées par le fémur sur le bassin sont implémentées dans notre modèle élément finis. Le modèle générique est adapté à la morphologie du patient en appliquant dans chaque direction de l'espace le facteur de correction F_c déterminé à partir du rapport entre la taille de du patient et la taille du sujet utilisé pour l'élaboration du modèle éléments finis générique ($F_c = 153/173 = 0,88$).



Instant	Réaction de contact articulaire implémentée			
	Amplitude (N) [* poids du corps]	R_x (N)	R_y (N)	R_z (N)
$t_1^p = 2\%$	95 [0,2]	-73	25	56
$t_2^p = 10\%$	579 [1]	-226	522	-108
$t_3^p = 20\%$	1672 [2,9]	-317	1615	-295
$t_4^{p**} = 42\%$	2183 [3,8]	-232	2155	-257
$t_5^p = 60\%$	1797 [3,1]	-123	1779	-223
$t_6^{p**} = 69\%$	1847 [3,2]	-95	1820	-300
$t_7^p = 95\%$	356 [0,6]	70	349	-13

* : maximum local

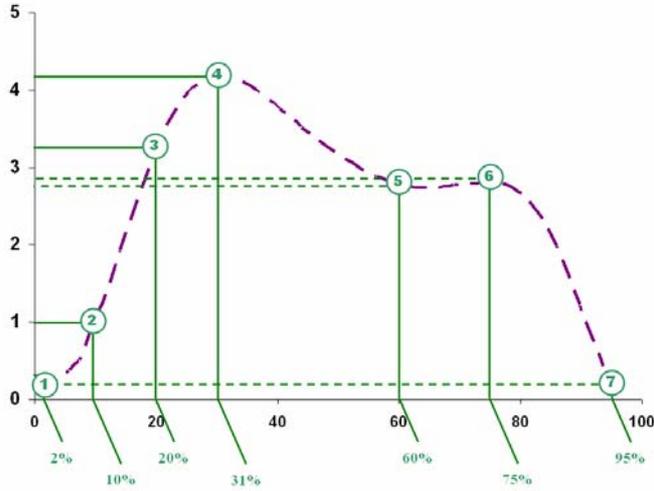


Instant	Réaction de contact articulaire implémentée			
	Amplitude (N) [* poids du corps]	R_x (N)	R_y (N)	R_z (N)
$t_1^p = 2\%$	60 [0,1]	-32	-35	-37
$t_2^p = 10\%$	340 [0,6]	-173	287	-58
$t_3^p = 20\%$	1260 [2,2]	-357	1178	268
$t_4^{p**} = 38\%$	2251 [3,9]	-395	2196	-300
$t_5^p = 60\%$	1877 [3,2]	-248	1843	-255
$t_6^{p**} = 71\%$	1895 [3,3]	-125	1870	280
$t_7^p = 95\%$	313 [0,5]	40	310	-8

** : maximum local

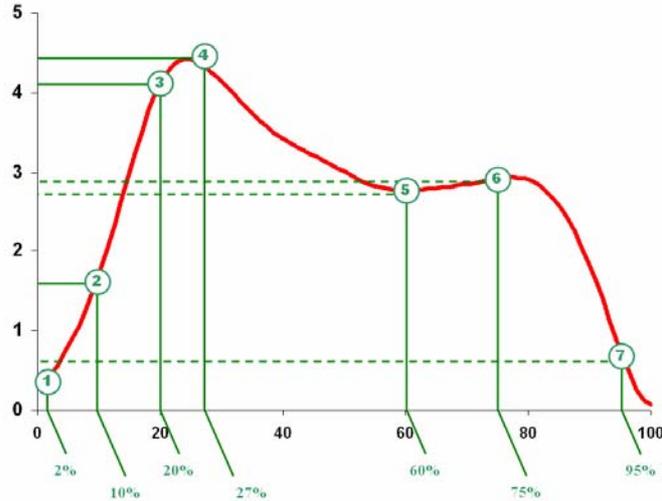
Figure 4.10 : Découpage de la phase d'appui de la marche avec orthèses (a) et sans orthèses (b) en 8 intervalles. Les courbes décrivent les 7 instants simulés. Les tableaux présentent les réactions de contact articulaire implémentées dans les simulations 1 à 7. Les composantes R_x , R_y et R_z sont les composantes de la réaction de contact articulaire dans le repère anatomique lié au bassin (Wu et al., 2002). L'amplitude de la réaction articulaire est donnée en newtons et en nombre de fois le poids du corps (entre crochets). Les 3 composantes sont données en newtons.

Une marche et une montée d'escaliers, avec et sans orthèses, sont choisies parmi tous les essais telles que l'évolution de la cinématique de la hanche et de la réaction de contact articulaire soient proches de l'évolution des moyennes calculées.



Instant	Réaction de contact articulaire implémentée			
	Amplitude (N) [* poids du corps]	R_x (N)	R_y (N)	R_z (N)
$t_1^P = 2\%$	69 [0,1]	-28	35	-51
$t_2^P = 10\%$	576 [1]	-225	520	106
$t_3^P = 20\%$	1937 [3,7]	-341	1878	-330
$t_4^{P****} = 31\%$	2412 [4,2]	-349	2356	-386
$t_5^P = 60\%$	1590 [2,7]	-38	1558	-318
$t_6^{P****} = 75\%$	1625 [2,8]	33	1595	308
$t_7^P = 95\%$	303 [0,5]	-7	300	-45

*** : maximum local



Instant	Réaction de contact articulaire implémentée			
	Amplitude (N) [* poids du corps]	R_x (N)	R_y (N)	R_z (N)
$t_1^P = 2\%$	177 [0,3]	-123	90	90
$t_2^P = 10\%$	979 [1,7]	-305	890	-270
$t_3^P = 20\%$	2375 [4,1]	-571	2236	-561
$t_4^{P****} = 27\%$	2558 [4,4]	-568	2422	-595
$t_5^P = 60\%$	1628 [2,8]	-183	1561	425
$t_6^{P****} = 75\%$	1692 [2,9]	-116	1630	-438
$t_7^P = 95\%$	376 [0,6]	45	-360	-100

**** : maximum local

Figure 4.11 : Découpage de la phase d'appui de la montée d'escaliers avec orthèses (a) et sans orthèses (b) en 8 intervalles. La courbe décrit les 7 instants simulés. Le tableau présente les réactions de contact articulaire implémentées dans les simulations 1 à 7. Les composantes R_x , R_y et R_z sont les composantes de la réaction de contact articulaire dans le repère anatomique lié au bassin (Wu et al., 2002). L'amplitude de la réaction articulaire est donnée en newtons et en nombre de fois le poids du corps (entre crochets). Les 3 composantes sont données en newtons.

La phase d'appui de la marche (avec et sans orthèses) et la phase d'appui de la montée d'escaliers (avec et sans orthèses) sont découpées en 8 intervalles : de 0 à 2% ; de 2 à 10%, de 10 à 20%, de 20 à t_4^P %, de t_4^P à 60%, de 60 à t_6^P %, de t_6^P à 95% et de 95 à 100% (figure 4.10 pour la marche et figure 4.11 pour la montée d'escaliers). t_4^P et t_6^P sont les instants auxquels se produisent respectivement les premier et deuxième pics d'amplitude de la réaction de contact articulaire. Leur valeur est explicitée sur les figures 4.10 et 4.11. Les simulations sont effectuées : à 2%, lorsque le talon attaque le sol ; à 10%, au milieu du premier double appui ; à 20%, au début de la phase d'appui

monopal ; à t_4^P % , instant où se produit le premier pic d'amplitude de la réaction articulaire; à 60%, pendant le second double appui ; à t_4^P % , instant où se produit le second pic d'amplitude de la réaction articulaire ; et à 95 % , au milieu de la phase pré-oscillante juste avant le décolllement des orteils.

La même méthode que celle décrite dans le paragraphe III.1 du chapitre 3 est utilisée pour implémenter la réaction de contact articulaire exercée par le fémur sur le bassin et mettre en position le fémur par rapport au bassin fixe à chaque instant au cours de la phase d'appui de la marche (avec et sans orthèses) et de la montée d'escaliers (avec et sans orthèses). Les conditions aux limites en déplacement sont les mêmes que celles décrites dans le paragraphe déjà cité.

Afin de faciliter la comparaison des simulations avec et sans orthèses, à un instant donné, les résultats obtenus pour les pressions de contact à la surface du cartilage de la tête fémorale et les contraintes équivalentes de Von Mises au sein du cartilage du cotyle sont projetés en utilisant des projections stéréographiques. La projection stéréographique est une méthode permettant de représenter une sphère sur un plan. Ce plan de projection qui sépare les deux hémisphères nord et sud de la sphère, est appelé plan équatorial. Les nœuds de la partie supérieure du cotyle sont projetés sur le plan transverse passant par le centre acétabulaire et coupant le cotyle en deux (figure 4.12). De la même façon, les nœuds de la partie supérieure de la tête fémorale sont projetés sur le plan contenant le centre de la tête fémorale et normal au vecteur joignant ce centre et le sommet de la tête fémorale (figure 4.13). L'algorithme utilisé pour ces projections stéréographiques est détaillé en annexe 5.

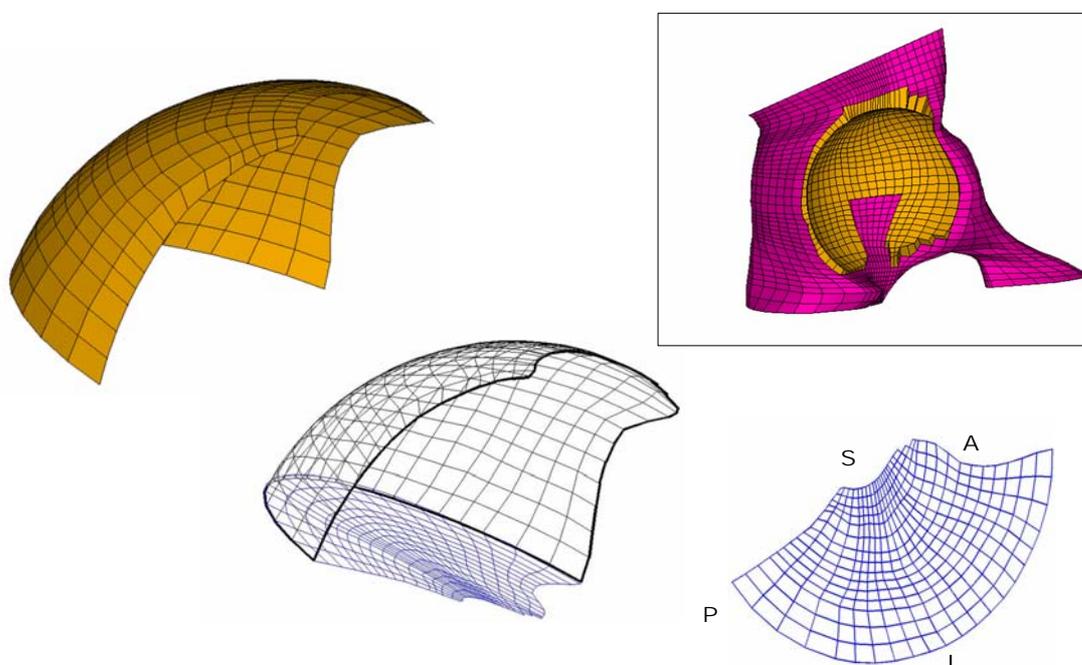


Figure 4.12 : Projection stéréographique de la surface du cartilage du cotyle dans le plan transverse passant par le centre du cotyle (A : antérieur ; P : postérieur ; S : supérieur ; I : inférieur). Les projections présentées sont des projections axiales depuis le pôle supérieur du cotyle.

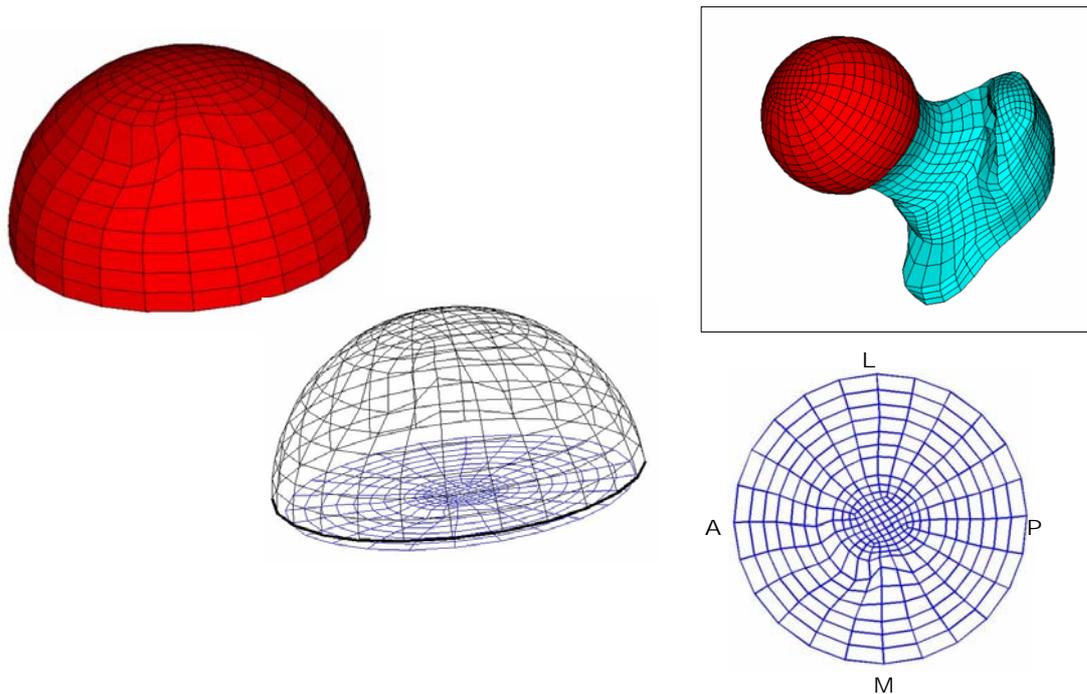


Figure 4.13 : Projection stéréographique de la surface du cartilage de la tête fémorale dans le plan transverse passant par le centre de la tête fémorale (A : antérieur ; P : postérieur ; L : latéral ; M : médial). Les projections présentées sont des projections axiales depuis le pôle supérieur de la tête fémorale.

Le principe général des projections stéréographiques et le choix des plans de projection, pour le cotyle et la tête fémorale, sont illustrés sur les figures 4.12 et 4.12.

L'avantage de projections, par rapport à la visualisation classique des structures 3D, est qu'elles nous permettent de visualiser les structures cartilagineuses dans des positions identiques pour chacune des simulations effectuées. La comparaison des différents résultats obtenus à un instant donné est ainsi facilitée et beaucoup plus fiable. Dans la suite, les résultats obtenus pour le patient avec orthèses sont d'abord comparés à ceux obtenus pour le patient sans orthèses, au cours de la marche et de la montée d'escaliers ; puis les résultats obtenus pour le patient avec orthèses sont comparés avec ceux obtenus pour le sujet sain à un instant donné de la phase d'appui de la marche et de la phase d'appui de la montée d'escaliers.

IV.2 Résultats

Les résultats des simulations de la marche avec orthèses et sans orthèses sont présentés sur la figure 4.13, pour la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises à la surface du cartilage du cotyle, et sur la figure 4.14, pour la répartition des pressions de contact à la surface du cartilage de la tête fémorale. Les résultats des simulations de la montée d'escaliers avec et sans orthèses sont présentés sur les figures 4.15 et 4.16.

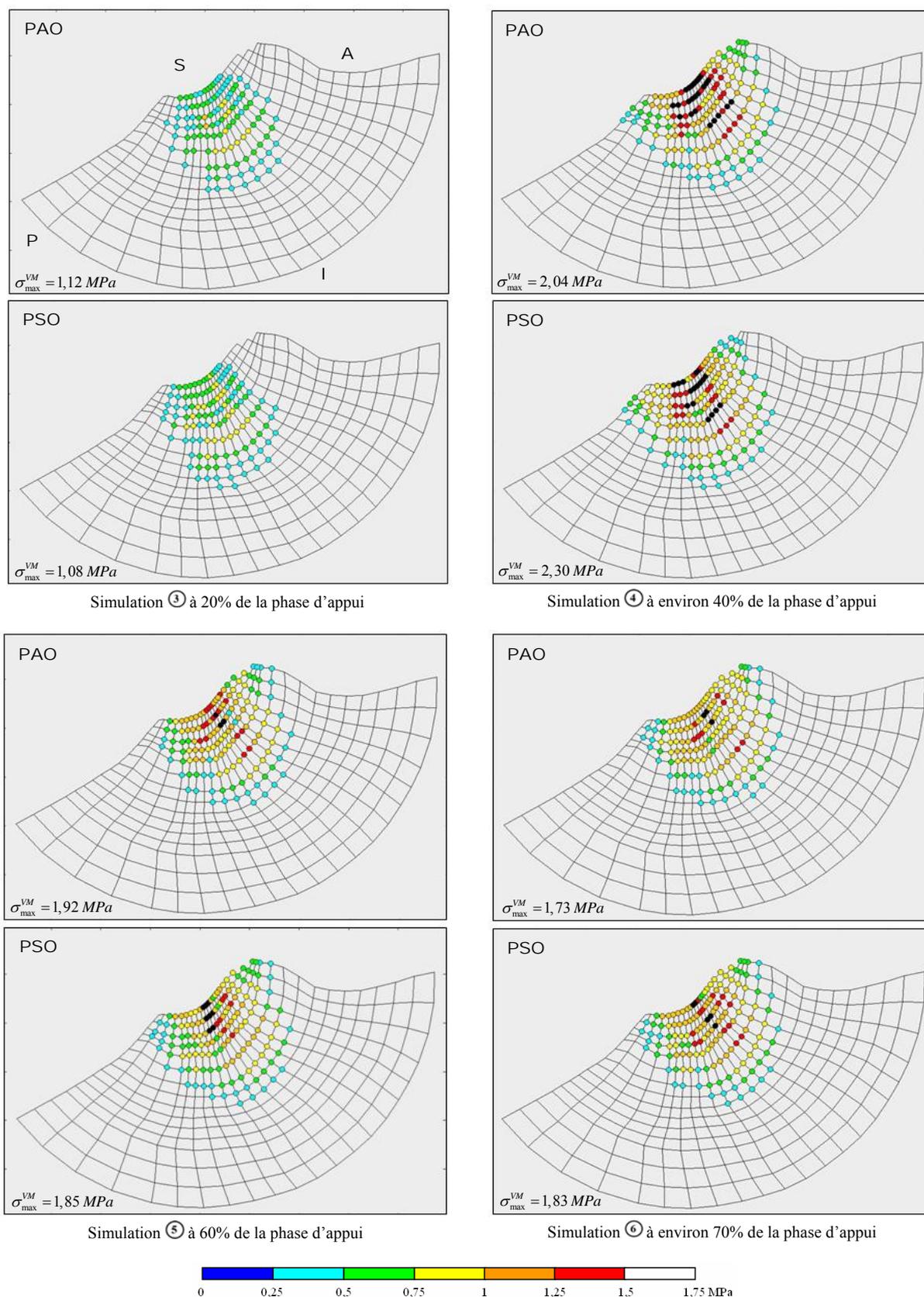


Figure 4.13 : Projections des contraintes de Von Mises (MPa) au sein du cotyle à 20%, à environ 40%, à 60% et à environ 75% de l'appui de la marche pour le patient avec orthèses (PAO) et sans orthèses (PSO) (A : antérieur ; P : postérieur ; S : supérieur ; I : inférieur). Les valeurs maximales sont indiquées.

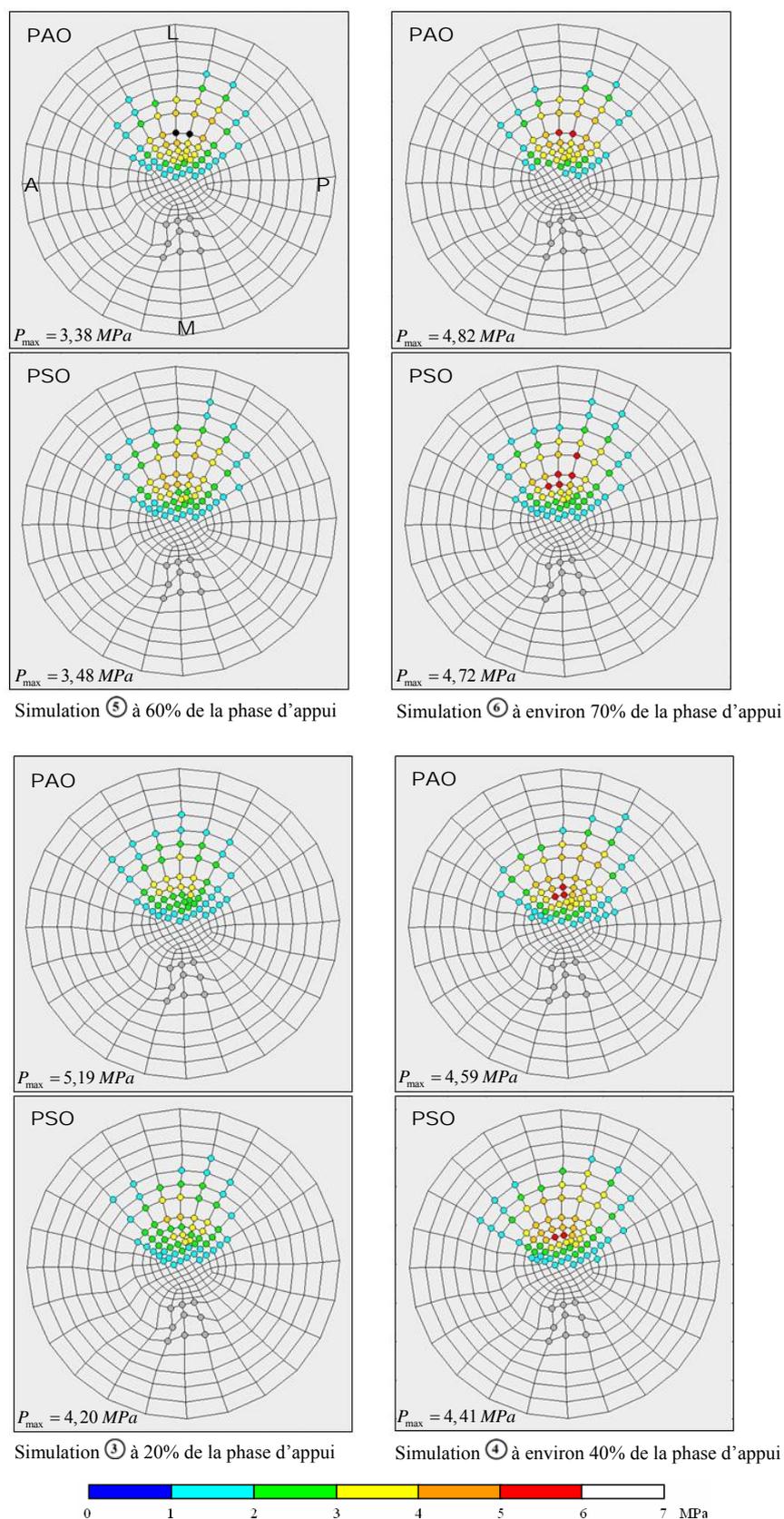


Figure 4.14 : Projections des pressions de contact (MPa) à la surface de la tête fémorale à 20%, à environ 40%, à 60% et à environ 75% de l'appui de la marche pour le patient avec orthèses (PAO) et sans orthèses (PSO) (A : antérieur ; P : postérieur ; L : latéral ; M : médial). Les valeurs maximales sont indiquées.

Nous nous intéressons dans un premier temps aux résultats obtenus pour les simulations concernant la marche du patient. Les simulations sont réalisées pour plusieurs instants au cours de la phase d'appui de la marche comme cela a été précisé dans le paragraphe précédent. Les résultats présentés sont ceux obtenus à 20%, à environ 40% (premier pic d'amplitude de la réaction articulaire), à 60% et à environ 80% (deuxième pic d'amplitude de la réaction articulaire) de la phase d'appui de la marche avec et sans orthèses.

La répartition des contraintes équivalentes de Von Mises au sein du cotyle et la répartition des pressions de contact à la surface de la tête fémorale sont représentées par des projections stéréographiques effectuées respectivement dans les plans transverses du cotyle et de la tête fémorale pour faciliter la visualisation et la comparaison des résultats. Les contraintes calculées au sein du cotyle pendant la marche avec orthèses sont très peu différentes de celles calculées pendant la marche sans orthèses (figure 4.13). Globalement, dans les deux cas, la surface de contact au cours de la marche est localisée sur la partie supérieure du toit du cotyle. Plus précisément, au début de l'appui, la zone de contact se situe sur la partie postéro-supérieure du toit du cotyle puis se déplace progressivement dans la partie antéro-supérieure du toit du cotyle à la fin de l'appui.

La modification de l'orientation de la réaction de contact articulaire dans les plans frontal et sagittal du bassin, relevée entre la marche avec et sans orthèses (figure 4.8), nous indique qu'a priori les pressions maximales (visualisées dans notre cas par les contraintes équivalentes de Von Mises) dans le cotyle sont localisées plus supérieurement et plus antérieurement sur le toit du cotyle que chez le sujet sain. En effet, au cours de la marche avec orthèses, l'angle frontal de la réaction de contact articulaire diminue et l'angle sagittal augmente. Même si les variations observées au niveau des répartitions de contraintes (figure 4.13) sont minimales au sein du cotyle, cette tendance est respectée, en particulier à la fin de l'appui.

Concernant les pressions de contact à la surface de la tête fémorale, leur répartition est quasiment identique lorsque le patient marche avec et sans orthèses (figure 4.14). Les pressions maximales sont localisées sur la partie supérieure de la tête fémorale.

Les figures 4.15 et 4.16 nous montrent les mêmes projections aux mêmes instants de la phase d'appui de la montée d'escaliers. Comme pour la marche, les répartitions des contraintes et des pressions de contact sont quasiment semblables lorsque le patient monte la marche avec et sans orthèses. Les mêmes variations que celles observées pendant la marche sont calculées, en particulier au sein du cotyle. La zone de contact se déplace de la partie postéro-supérieure du toit du cotyle au début de l'appui vers la partie antéro-supérieure vers la fin de l'appui. Les zones de contact sur le fémur sont également situées sur la partie supérieure de la tête fémorale.

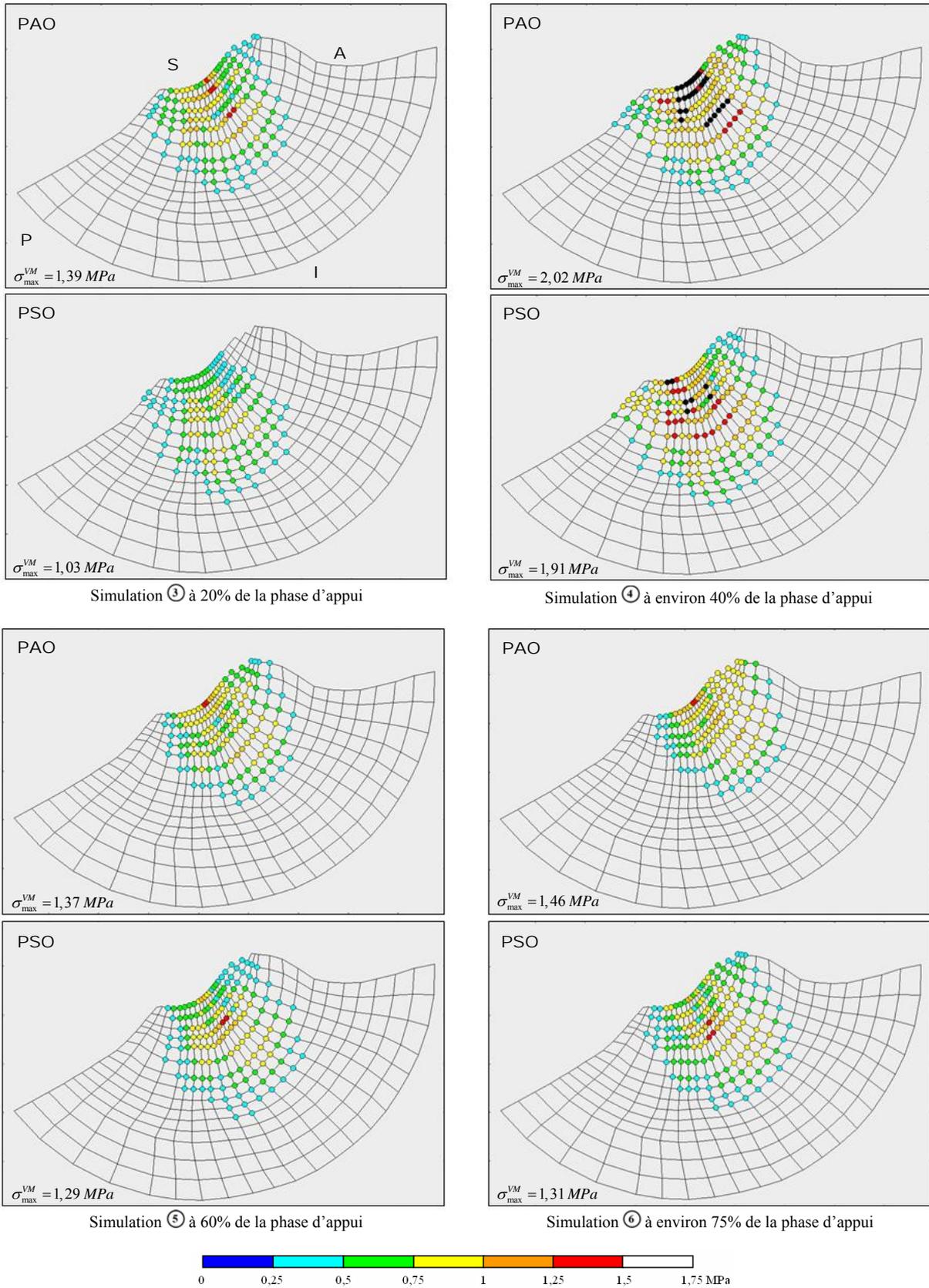


Figure 4.15 : Projections des contraintes de Von Mises (MPa) au sein du cotyle à 20%, à environ 40%, à 60% et à environ 75% de la l'appui de la montée d'escaliers pour le patient avec orthèses (PAO) et sans orthèses (PSO) (A : antérieur ; P : postérieur ; S : supérieur ; I : inférieur). Les valeurs maximales sont indiquées.

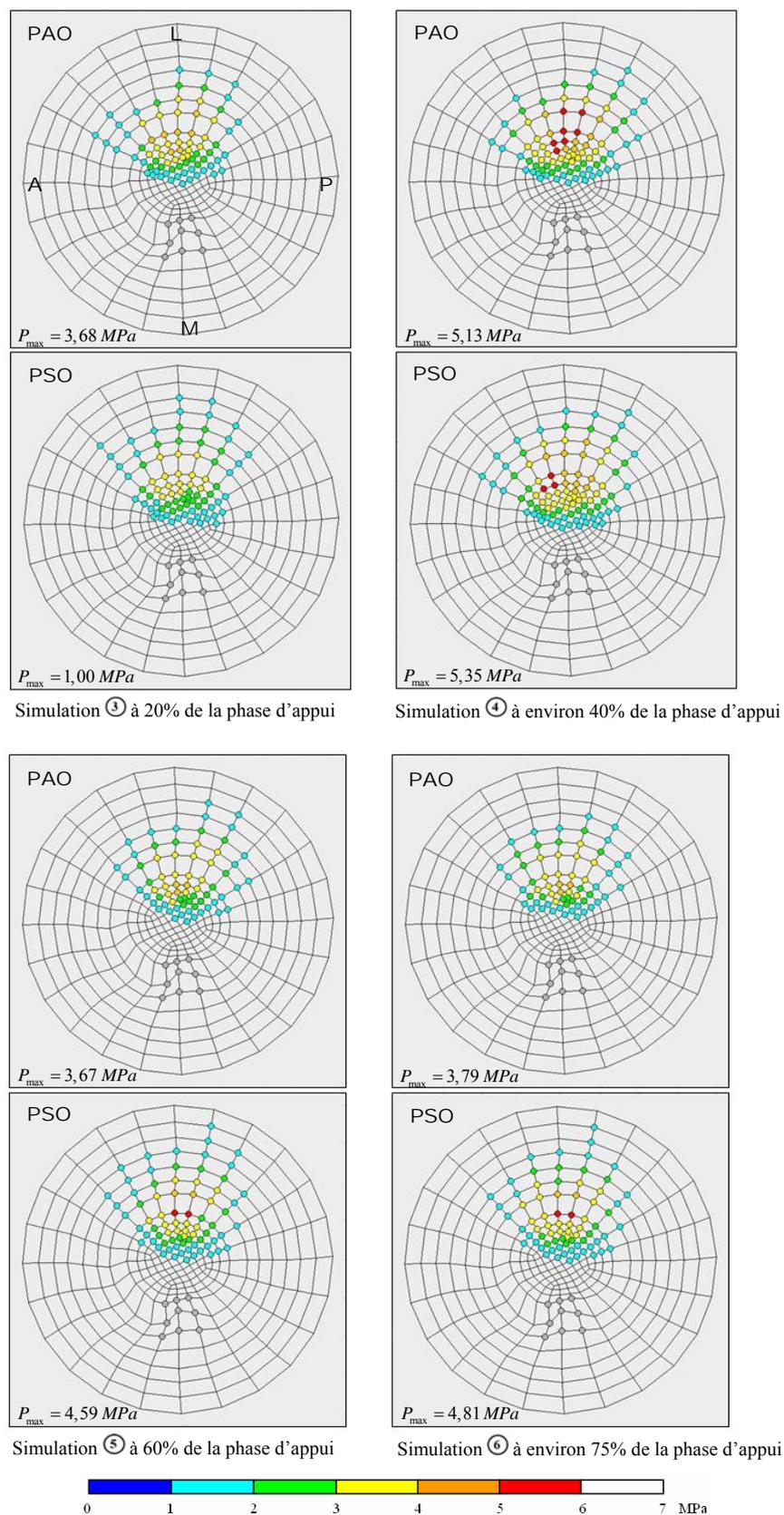


Figure 4.16 : Projections des pressions de contact (MPa) à la surface de la tête fémorale à 20%, à environ 40%, à 60% et à environ 75% de d'appui de la montée d'escaliers pour le patient avec orthèses (PAO) et sans orthèses (PSO) (A : antérieur ; P : postérieur ; L : latéral ; M : médial). Les valeurs maximales sont indiquées.

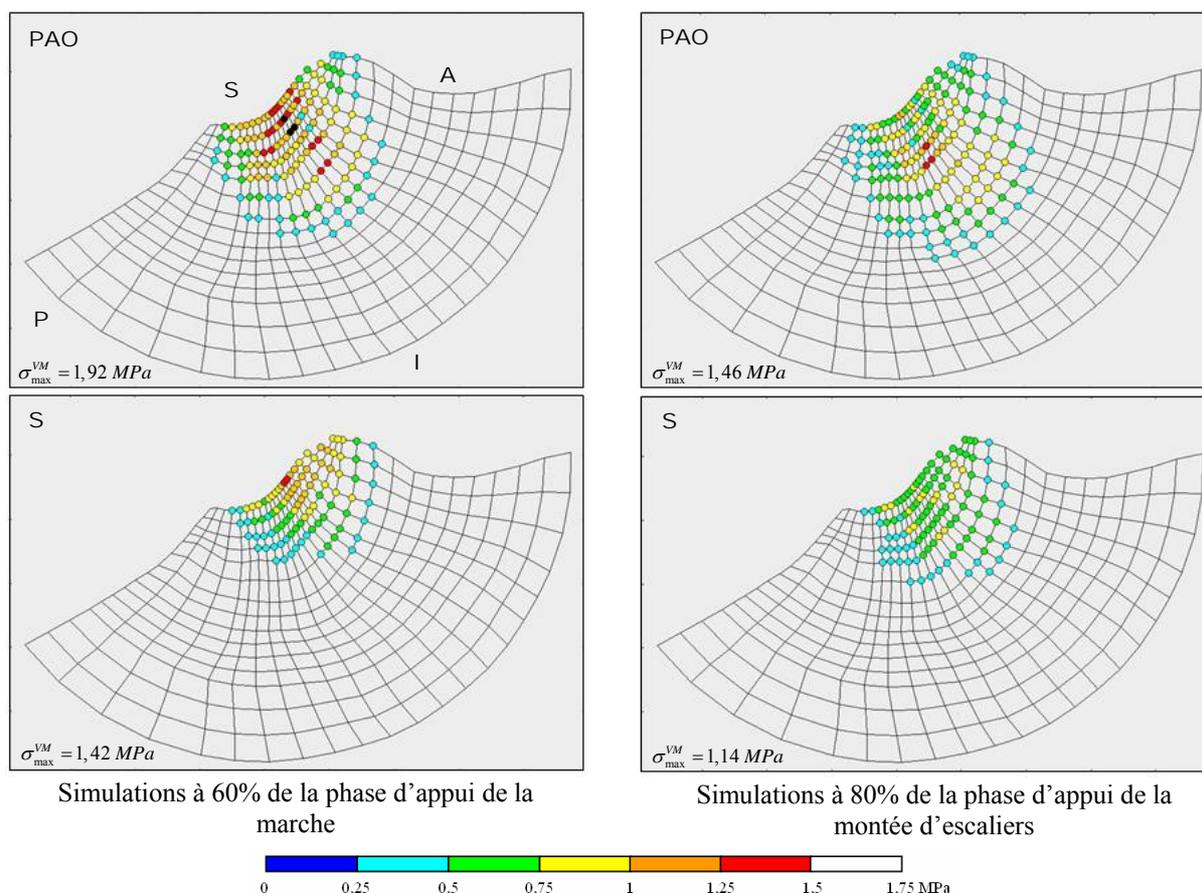


Figure 4.17 : Projections des contraintes de Von Mises (MPa) au sein du cotyle à 60% de l'appui de la marche (à gauche) et à 80% de l'appui de la montée d'escaliers (à droite) pour le patient avec orthèses (PAO) et le sujet sain (S) (A : antérieur ; P : postérieur ; S : supérieur ; I : inférieur). Les valeurs maximales sont indiquées.

Pour la comparaison entre le patient et le sujet sain au cours de la marche et de la montée d'escaliers, nous présentons uniquement les simulations effectuées à 60% de la phase d'appui de la marche et à 80% de la phase d'appui de la montée d'escaliers (figure 4.17 et 4.18). Ces instants correspondent au moment de l'appui où la plus grande variation, au niveau de l'orientation de la réaction de contact articulaire (angle frontal et sagittal), est calculée entre le patient et le sujet sain.

La répartition des contraintes équivalentes de Von Mises au sein du cotyle (figure 4.17) nous indique que la surface de contact chez le sujet sain est localisée plus supérieurement et plus antérieurement au niveau du toit du cotyle que celle enregistrée pour le patient. Ceci est la conséquence directe du manque d'extension chez le patient.

A la surface de la tête fémorale (figure 4.18), les pressions de contact maximales sont localisées sur la partie supérieure de la tête fémorale pour le patient et le sujet sain.

Les pressions de contact et les contraintes de Von Mises maximales relevées sont plus importantes chez le patient. Ceci est dû au fait qu'aux instants simulés (60% de l'appui de la marche et 80% de l'appui de la montée d'escaliers), l'amplitude de la réaction de contact articulaire est plus importante pour le patient que pour le sujet sain (paragraphe III.2).

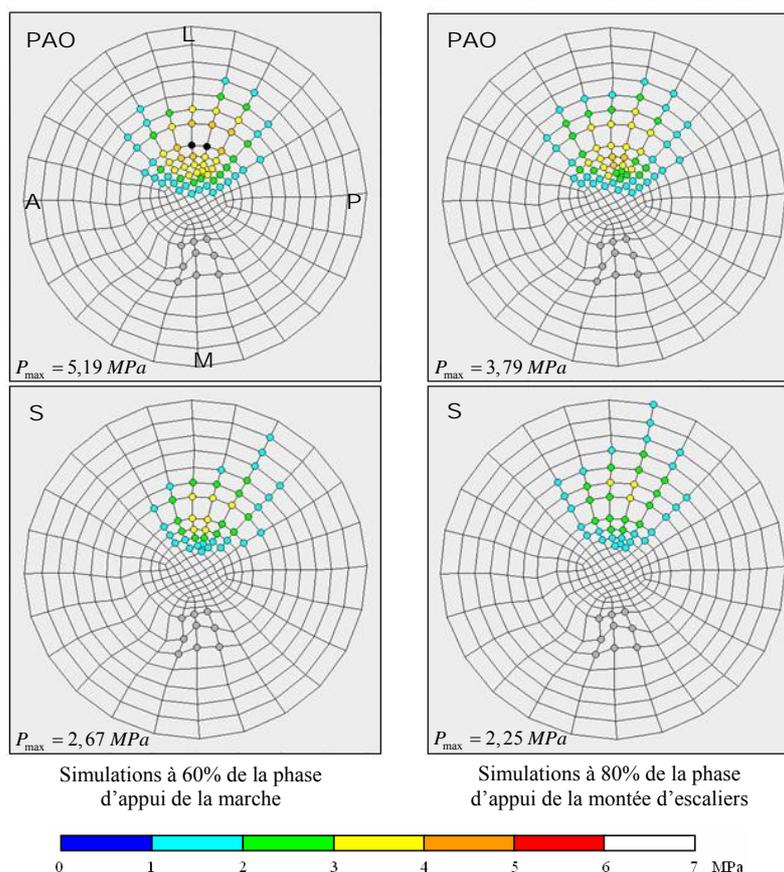


Figure 4.18 : Projections des pressions de contact (MPa) à la surface de la tête fémorale à 60% de l'appui de la marche (à gauche) et à 80% de l'appui de la montée d'escaliers (à droite) pour le patient avec orthèses (PAO) et le sujet sain (S) (A : antérieur ; P : postérieur ; L : latéral ; M : médial). Les valeurs maximales sont indiquées.

Les répartitions des contraintes et des pressions de contact au sein de l'articulation de la hanche ne rendent pas compte de l'effet de l'orthèse. Aucune variation franche n'est observée entre les marches avec et sans orthèses ou les montées d'escaliers avec et sans orthèses. Quelques différences sont cependant observables entre le patient et le sujet sain. Ces résultats sont discutés dans la suite.

V. Discussion

Intéressons nous dans un premier temps à la comparaison des résultats obtenus pour le patient avec ceux obtenus pour le sujet sain. Hulet et al. (2000) publient une étude intéressante au sujet des mécanismes d'adaptation fonctionnelle de la marche suite à une douleur invalidante de l'articulation coxo-fémorale. Ils enregistrent le mouvement de 26 patients présentant une hanche douloureuse et de 20 sujets témoins. Leurs résultats montrent que la marche des patients est asymétrique et que l'amplitude active de la hanche est significativement diminuée, essentiellement aux dépens de l'extension active associée à une perte du pas postérieur. Hulet et al. (2000) précisent que leurs patients font appel à un mécanisme d'adaptation par bascule antérieure du bassin. Leurs résultats cinétiques montrent une baisse significative du moment externe d'extension de la hanche (équivalent à une baisse significative du moment intersegmentaire de flexion de la hanche) liée à l'importance de la douleur. Les auteurs concluent que leur étude confirme la relation entre la douleur et la modification

des forces s'exerçant au niveau de la hanche. Ce sont également les observations que nous faisons en comparant les résultats cinématiques (cinématique du bassin figure 4.19) et cinétiques (moments intersegmentaires au niveau de la hanche figure 4.5) obtenus pour le patient et pour le sujet sain.

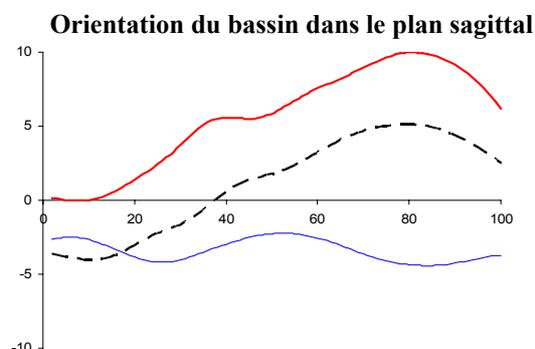


Figure 4.19 : Orientation du bassin dans le plan sagittal déterminée pendant la phase d'appui de la marche pour le patient avec orthèses (trait gras pointillé noir) et sans orthèses (trait gras continu rouge), et pour le sujet sain (trait fin continu bleu). Les valeurs positives indiquent que le bassin est orienté antérieurement. D'après ces résultats, le patient fait appel à un mécanisme d'adaptation par bascule antérieure du bassin conformément aux observations de Hulet et al. (2000).

Concernant la marche, le mouvement du sujet sain est à la fois plus ample et plus dynamique. Cette constatation, visible au niveau de la cinématique et des moments intersegmentaires, se retrouve sur les amplitudes de forces musculaires et sur la réaction de contact articulaire. Plus particulièrement, la variation de l'orientation de la réaction de contact articulaire dans le plan sagittal du bassin tout au long de l'appui de la marche (figure 4.8) nous renseigne sur la zone de cartilage balayée au sein du cotyle. Pour le patient, cette zone est beaucoup plus restreinte que celle observée pour le sujet sain. La même observation est faite à partir de l'évolution de l'orientation de la réaction de contact articulaire dans le plan transverse du fémur (figure 4.20), qui nous montre que la zone balayée sur la tête fémorale est également plus limitée chez le patient. Une hypothèse peut alors être émise sur l'une des causes possible de la coxarthrose : la localisation des pressions de contact maximales sur une zone réduite, au cours du mouvement, peut être à l'origine d'une usure prématurée du cartilage.

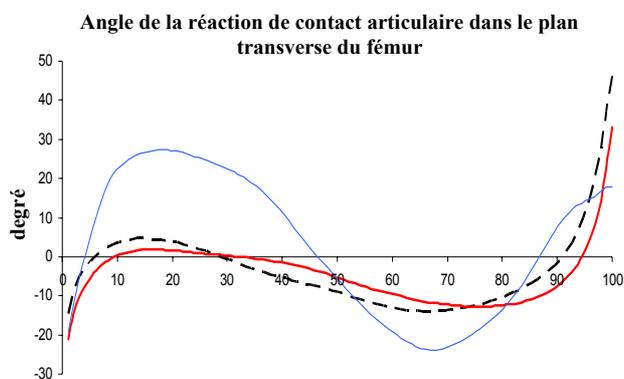


Figure 20 : Angle transverse de la réaction de contact articulaire dans le repère lié au fémur calculé au cours de la phase d'appui de la marche pour le patient avec orthèses (trait gras pointillé noir) et sans orthèses (trait gras continu rouge) et pour le sujet sain (trait fin continu bleu).

Nous nous intéressons maintenant à l'influence de l'orthèse chez le patient. L'effet clinique est certain. Avec les orthèses, le patient ne souffre plus, marche plus vite et pendant beaucoup plus longtemps. De plus, l'imagerie médicale a montré que l'usure du cartilage était ralentie grâce au port de l'orthèse. Avant le traitement, la zone de cartilage usé augmentait de 1,5 mm par an. Depuis que le patient porte ses orthèses, l'augmentation de la zone de cartilage usée observée n'a été que de 1 mm en 4 ans. Même si des différences sont mesurées au niveau de la cinématique, les moments intersegmentaires, les amplitudes musculaires et la réaction de contact articulaire issues du modèle sont similaires. Les efforts enregistrés par la plateforme de forces au cours des activités avec et sans orthèses ne présentent pas de différences significatives, c'est pourquoi les moments intersegmentaires avec et sans orthèses, calculés par dynamique inverse, diffèrent très peu. Cependant, ces moments peuvent être équilibrés par plusieurs combinaisons d'amplitudes musculaires relatives à différentes stratégies musculaires. Ainsi, des moments intersegmentaires équivalents ne signifient pas que la stratégie musculaire adoptée est identique. Ceci met en évidence les limites de notre modèle : les résultats obtenus pour les efforts musculaires et la réaction de contact articulaire ne permettent pas de justifier le résultat clinique. Plusieurs explications sont avancées.

La première concerne les limites de notre protocole. En effet, peu de temps s'est écoulé entre les acquisitions avec orthèses et les acquisitions sans orthèses (environ 30 minutes). Si quelques mois avaient séparé les enregistrements, des différences plus importantes auraient probablement été observées au niveau de la cinématique. Cependant, l'inconvénient majeur est que, dans ce cas, la position des marqueurs n'aurait pas été exactement la même avec et sans orthèses étant donné qu'ils auraient dû être repositionnés. Or, Gorton et al. (2001) montrent que d'importantes variations apparaissent sur les courbes cinématiques lorsque la position des marqueurs est modifiée. De plus, nous n'avons pas eu la possibilité d'enregistrer les signaux EMG synchronisés avec le mouvement, ce qui nous aurait permis d'avoir des informations sur la stratégie musculaire du patient.

La seconde explication concerne les limites du modèle et plus particulièrement du critère d'optimisation utilisé. En effet, le fait qu'un critère soit validé pour la marche normale ne signifie pas que ce même critère soit adapté également à la marche pathologique (Crowinshield et Brand, 1981b). La principale critique concernant le critère utilisé est qu'il ne rend pas compte de la stratégie musculaire du patient, en particulier des co-contractions. Or ces co-contractions existent et influencent directement la réaction de contact articulaire. A ce propos, Park et al. (1999) mesurent *in vivo* les pressions de contact au niveau des surfaces articulaires de la hanche et calculent dans le même temps la réaction de contact articulaire. Le résultat qu'ils obtiennent est intéressant : les pressions de contact mesurées pendant la marche lente sont plus élevées que celles mesurées pendant la marche normale, à l'inverse de la réaction de contact articulaire calculée. Ceci suggère l'existence de co-contractions plus importantes lors de la marche lente, plus contrôlée. Les seuls critères capables de prendre en considération ces co-contractions lors du calcul des efforts musculaires sont les critères intégrant les signaux EMG. Dans notre cas, un tel critère n'a pu être mis en place en raison de la non synchronisation du signal EMG et de par la situation des muscles de la hanche qui sont pour la plupart très profonds.

Pour notre patient, le fait de porter des orthèses lui permet de récupérer de l'extension au niveau de la hanche : ce gain en extension est-il lié à la vitesse de marche du patient qui est plus importante avec orthèses ou alors est-ce le résultat d'une stratégie musculaire différente ? Dans tous les cas, il est certain que les patients atteints de coxarthrose modifient leur stratégie musculaire en raison des douleurs qu'ils ressentent. Les stratégies musculaires adoptées lorsque le patient marche avec et sans orthèses sont certainement très différentes. A ce propos, Nester et al. (2003) concluent, suite à leur étude, que l'effet biomécanique réel des orthèses est bien loin des modèles simplistes consistant à dire que les orthèses n'agissent que sur la cinématique et que c'est cette cinématique modifiée qui engendre un changement de stratégie musculaire. Or, les variations au niveau de la cinématique des segments du membre inférieur sont faibles, Nester et al. (2003) évoquent alors l'idée que l'effet majeur des orthèses, outre la modification significative de la cinématique du pied, se produit au niveau de l'activation des muscles passifs et actifs. Mündermann et al. (2006) vérifient cette hypothèse en analysant l'activité de certains muscles du membre inférieur pendant la course avec et sans orthèses. Les résultats de leur étude montrent que, même si peu de différences sont observées au niveau de la cinématique, le principal effet des orthèses est une modification de l'activation des muscles du membre inférieur.

Au regard des explications fournies précédemment sur les limites du protocole et du modèle, des améliorations sont à envisager. Tout d'abord la période pendant laquelle le patient a marché sans orthèses, avant les enregistrements, n'est pas suffisamment longue pour que ce dernier se réhabitue à la situation et modifie sa stratégie musculaire en conséquence. D'autre part, les variations des co-contractions musculaires sont peut-être à l'origine de la modification de l'orientation et de l'amplitude de la réaction de contact articulaire lorsque le patient marche avec et sans orthèses. Dans ce cas, le critère d'optimisation choisi n'est pas adapté. Il faudrait intégrer les patterns EMG au sein d'un nouveau critère. La conclusion qui s'impose est qu'il est important de personnaliser les modèles et de les adapter pour rendre compte au mieux de la spécificité de chaque pathologie.

Concernant les simulations éléments finis, les résultats obtenus pour le patient et le sujet sain sont à l'image des résultats que l'on obtient pour la réaction de contact articulaire. Il en est de même pour les résultats chez le patient avec et sans orthèses. Une des explications avancée est évidemment que la réaction de contact articulaire implémentée est issue du modèle dont nous avons déjà précisé les limites. Si peu de différences sont observées au niveau du chargement de l'articulation, il est évident que les résultats obtenus lors des simulations éléments finis seront également très peu différents. Les faibles variations observées au niveau de l'orientation de la réaction de contact articulaire se retrouvent lors de la détermination de la localisation des zones de contact sur la tête fémorale et dans le cotyle.

Cependant, de plus nettes différences auraient pu tout de même être observées si nous avions modélisé la hanche arthrosique, en prenant en considération l'usure du cartilage. Par exemple, Russel et al. (2006) montre en implémentant un même chargement sur une hanche saine et une hanche

dysplasique (déformée ou malformée), que les pressions de contact calculées par le modèle éléments finis sont très différentes (2MPa pour la hanche saine et 10 MPa pour la hanche dysplasique).

Au travers des résultats obtenus par les simulations éléments finis, la même conclusion que celle faite précédemment est mise en avant : la personnalisation du modèle est essentielle pour rendre compte du comportement mécanique de la hanche pathologique.

CONCLUSION

L'objectif de notre étude était de réaliser un modèle de comportement mécanique de la hanche saine, pouvant servir de référence pour l'évaluation du comportement d'une hanche pathologique ou encore l'évaluation de différents traitements. En particulier, ce modèle avait pour but de localiser les zones de contact à la surface des cartilages du cotyle et de la tête fémorale lors d'activités courantes de la vie quotidienne (marche et montée d'escaliers). La localisation de ces zones nécessite de déterminer les conditions de chargement de l'articulation de la hanche en utilisant un modèle musculo-squelettique basé sur l'optimisation statique et la minimisation d'un critère, puis d'implémenter ce chargement dans un modèle éléments finis.

Le modèle musculo-squelettique de la hanche saine est validé par comparaison avec des données de la littérature. Le modèle éléments finis développé, sollicité par ce chargement, permet de localiser correctement les zones de contact au sein du cotyle et à la surface de la tête fémorale, plus précisément sur la partie supérieure du toit du cotyle et de la tête fémorale, en accord avec ce qui a été mesuré *in vivo* au moyen de prothèses instrumentées. L'ordre de grandeur des pressions de contact maximales de notre modèle est un peu plus élevé que celui mesuré dans la littérature. Ceci est en partie dû au fait que nous simulons une marche saine enregistrée à une vitesse plus élevée que les vitesses moyennes des marches pour lesquelles les pressions de contact sont habituellement mesurées. L'autre explication est certainement liée au fait que nous ne modélisons pas le bourrelet cotyloïdien. L'absence du bourrelet cotyloïdien engendre des pressions maximales plus élevées au niveau du bord supérieur du cotyle et une surface de contact tronquée. Même si la zone de contact localisée par notre modèle est correcte, la prise en compte de la géométrie du bourrelet cotyloïdien augmenterait le recouvrement de la tête fémorale en prolongeant la cavité cotyloïdienne et permettrait ainsi d'obtenir la localisation de la zone de contact dans son intégralité. Les pressions de contact calculées seraient moins élevées en raison de la suppression des effets de bords de l'arête supérieure du cotyle dans notre modèle. La prochaine étape que nous envisageons est la modélisation du bourrelet cotyloïdien pour améliorer les résultats obtenus pour le comportement de la hanche saine.

Concernant l'étude du cas pathologique, le résultat que nous obtenons (très peu de différences sur les zones de contact sans et avec orthèse podale) met en évidence l'importance de la personnalisation

des modèles, et en particulier du modèle musculaire. Même si le critère de minimisation utilisé est validé pour la marche saine, il n'est apparemment pas adapté à l'étude de la marche pathologique car il ne permet pas de rendre compte du résultat clinique et de l'effet de l'orthèse dans le traitement de la coxarthrose. L'hypothèse que nous avons posée était que la nette diminution de la douleur ressentie par le patient lors de la déambulation avec orthèses pouvait s'expliquer par une zone de contact articulaire en dehors de la zone usée par l'arthrose. Nous pensons que la stratégie musculaire adoptée par le patient lorsqu'il marche avec orthèses est différente de celle qu'il adopte sans orthèses. Les variations des patterns de contractions musculaires sont certainement à l'origine de la modification de l'orientation et de l'amplitude de la réaction de contact articulaire lorsque le patient marche avec et sans orthèses, modifiant ainsi les conditions de chargement de la hanche et permettant au patient de ne plus ressentir de douleurs. Pour prendre en compte ceci dans notre modèle, il est nécessaire d'intégrer les patterns EMG dans le critère d'optimisation. Cette amélioration est envisagée lorsque nous disposerons de l'enregistrement des signaux EMG synchronisé avec le mouvement. Il faudra également modifier le protocole d'acquisition des données avec et sans orthèses. Plus de temps est sans doute nécessaire au patient pour se réhabituer à la marche sans orthèses et modifier sa stratégie musculaire avant l'enregistrement. Nous n'avons pas pu mettre en évidence la modification de la réaction articulaire avec l'orthèse et son incidence sur la localisation des zones de contact en raison des limites du modèle musculaire énoncées précédemment. Notons que la modélisation éléments finis développée ici nous permet uniquement de localiser les zones de pressions maximales. En effet, si nous voulons nous approcher des pressions de contact réelles au sein de la hanche arthrosique, il est nécessaire de prendre en compte la pathologie et de modéliser l'usure du cartilage entraînant une modification de la géométrie des structures cartilagineuses. Dans un premier temps, ce n'était pas notre objectif. Cependant, pour la suite, il sera essentiel de tenir compte de la spécificité de chaque pathologie dans la modélisation éléments finis afin de mieux appréhender le comportement réel de la hanche pathologique.

Une fois le modèle amélioré, d'autres applications cliniques peuvent être envisagées : nous sommes par exemple intéressés par la quantification des sollicitations au niveau de la hanche chez les amputés tibial ou fémoral, la comparaison avec le niveau de sollicitation de la hanche saine permettant de vérifier que les prothèses n'engendrent pas de contraintes supplémentaires. En effet, certains individus se plaignent de douleurs ressenties au niveau de la hanche lors de la déambulation avec prothèses alors qu'aucun diagnostic clinique ne peut être établi.

Ainsi, outre le développement d'un modèle mécanique de la hanche saine, une contribution importante de cette étude est la mise en évidence de la nécessité de personnaliser les modèles et de prendre en compte les spécificités pathologiques. C'est dans cette optique que nous projetons d'améliorer les résultats déjà obtenus et envisageons d'autres applications cliniques étendues à un plus grand nombre de cas afin d'évaluer la pertinence des modèles mis en place.

BIBLIOGRAPHIE

- Abdel-Aziz YI, Karara HM (1971). "Direct Linear Transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry". ASP Symposium on close-range photogrammetry.
- Adam C, Eckstein F, Milz S, Putz R (1998). "The distribution of cartilage thickness within the joints of the lower limb of elderly individuals". *Journal of Anatomy*, Vol. 193: pp 203-214.
- Adams D, Swanson S (1985). "Direct measurement of local pressures in the cadaveric human hip joint during simulated level walking". *Annals of Rheumatic Diseases*, Vol. 44: pp 658-666.
- Afoke N, Byers P, Hutton W (1987). "Contact pressures in the human hip joint". *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*, Vol. 69: pp 536-541.
- Allard P, Bianchi JP, Aïssaoui R (1995). "Bases of three dimensional reconstruction". *3D Analysis of Human Movement*, Chapitre 2, Editeur Allard P.
- Alexander R, Vernon A (1975). "The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert". *Journal of human Movement Studies*, Vol. 1: pp 115-123.
- Alkjaer T, Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P (2001). "Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking". *Gait & Posture*, Vol. 13: pp 73-77.
- Anderson FC, Pandy MG (2001). "Dynamic optimization of human walking". *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 123: pp 381-390.
- Anderson FC, Pandy MG (2001). "Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent". *Journal of Biomechanics*, Vol. 34: pp 153-161.
- Anderson AE, Peters CL, Tuttle BD, Weiss JA (2005). "Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies". *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 127: pp 364-373.
- André B, Trochu F, Dansereau J (1996). "Approach for the smoothing of three-dimensional reconstructions of the human spine using dual Kriging interpolation". *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 34: pp 185-191.
- Apkarian S, Naumann S, Cairns B (1989). "A three dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb". *Journal of Biomechanics*, Vol. 22: pp 143-155.
- Armstrong C G, Bahrani AS, Gardner DL (1979). "In vitro measurement of articular cartilage deformations in the intact human hip joint under load". *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 61: pp 744-755.

- Ascenzi A (1988). "The micromechanics versus the macromechanics of cortical bone – a comprehensive presentation". *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 110: pp 357-363.
- Ascenzi A, Bonucci E (1967). "The tensile properties of single osteons". *The Anatomical Record*, Vol. 158: pp 375-386.
- Ascenzi A, Bonucci E (1968). "The compressive properties of single osteons". *The Anatomical Record*, Vol. 161: pp 377-391.
- Ascenzi A, Bonucci E (1972). "The shearing properties of single osteons". *The Anatomical Record*, Vol. 172: pp 499-510.
- Ascenzi A, Bonucci E, Simkin A (1973). "An approach to the mechanical properties of single osteonic lamellae". *Journal of Biomechanics*, Vol. 6: pp 227-235.
- Ascenzi A, Benvenuti A, Bonucci E (1982). "The tensile properties of single osteonic lamellae: technical problems and preliminary results". *Journal of Biomechanics*, Vol. 15: pp 29-37.
- Ascenzi A, Baschieri P, Benvenuti A (1990). "The bending properties of single osteons". *Journal of Biomechanics*, Vol. 23: pp 763-771.
- Ascenzi A, Baschieri P, Benvenuti A (1994). "The torsional properties of single selected osteons". *Journal of Biomechanics*, Vol. 27: pp 875-884.
- Ashman RB, Rho JY (1988). "Elastic modulus of trabecular bone material". *Journal of Biomechanics*, Vol. 21: pp 177-181.
- Ashman RB, Cowin SC, Van Buskirk WC, Rice JC (1984). "A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 17: pp 349-361.
- Ashman RB, Rho JY, Turner CH (1989). "Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia". *Journal of Biomechanics*, Vol. 22: pp 895-900.
- Bachtar F, Chen X, Hisada T (2006). "Finite element contact analysis of the hip joint". *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 44: pp 643-651.
- Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, Keaveny TM (2004). "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue". *Journal of Biomechanics*, Vol. 37: pp 27-35.
- Beillas P, Papaioannou G, Tashman S, Yang KH (2004). "A new method to investigate in vivo knee behaviour using a finite element model of the lower limb". *Journal of Biomechanics*, Vol. 37: pp 1019-1030.
- Bell AL, Pedersen DR, Brand RA (1990). "A comparison of the accuracy of several hip centre location prediction methods". *Journal of Biomechanics*, Vol. 23: pp 617-621.
- Bensamoun S, Ho Ba Tho MC, Luu S, Gherbezza JM, de Belleval JF (2004). "Spatial distribution of acoustic and elastic properties of human femoral cortical bone". *Journal of Biomechanics*, 2004, Vol. 3: pp 503-510.
- Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN (2001). "Hip contact forces and gait patterns from routine activities". *Journal of Biomechanics*, Vol. 34: pp 859-871.
- Besnault B (1999). "Modélisation par éléments finis du bassin en configuration de choc automobile". Thèse ENSAM, Paris.
- Blake RL, JA Denton (1985). "Functional foot orthoses for athletic injuries. A retrospective study". *Journal of American Podiatric Medical Association*, Vol. 75: pp 359-362.

Bonnefoy A, Pradon D, Chèze L (2005). "Les systèmes d'analyse du mouvement : techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions". *Innovation et Technologie en Biologie et Médecine*, Vol. 26: pp 24-32.

Bonnefoy A (2006). "Modèle cinématique et dynamique tridimensionnel du membre inférieur : Estimation des forces musculaires et des réactions articulaires au cours de la phase d'appui de la marche". Thèse Université Claude Bernard, Lyon.

Bonnefoy A, Doriot N, Senk M, Dohin B, Pradon D, Chèze L (2007). "A non-invasive protocol to determine the personalized moment arms of knee and ankle muscles". *Journal of Biomechanics*, Vol. 40: pp 1776-1785.

Borghese NA, Bianchi L, Lacquaniti F (1996). "kinematic determinants of human locomotion". *Journal of Physiology*, Vol. 494: pp 863-879.

Bouisset S (2005). "Etienne-Jules Marey : quand l'étude du mouvement devient une science expérimentale". Bibliothèque Inter-Universitaire de Médecine, Paris.

Boyd SK, Müller R (2006). "Smooth surface meshing for automated finite element model generation from 3D image data". *Journal of Biomechanics*, Vol. 39: pp 1287-1285.

Brand RA, Crownshield RD, Wittstock CE, Pedersen DR, Clark CR (1982). "A model of lower extremity muscular anatomy". *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 104: pp 304-310.

Brand RA, Pedersen DR, Friederich JA (1986). "The sensitivity of muscle prediction to charges in physiologic cross-sectional area". *Journal of Biomechanics*, Vol. 19: pp 589-596.

Brand RA, Pedersen DR, Davy DT, Kotzar GM, Heiple KG, Goldberg VM (1994). "Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient". *Journal of Arthroplasty*, Vol. 9: pp 45-51.

Briand D, Bonnel F (1994). "Adaptations morphologiques à la marche bipède dans l'échelle animale". Editions Paris Masson, La Marche humaine et sa pathologie, pp 6-9.

Brinkmann P, Frobin W, Hierholzer E (1981). "Stress on the articular surface of the hip joint in healthy adults and person with idiopathic osteoarthritis of the hip joint". *Journal of Biomechanics*, Vol. 14: pp 149-156.

Bruyère K (2000). "Caractérisation et modélisation mécanique de l'os spongieux et trabéculaire en relation avec ses propriétés structurales et architecturales". Thèse INSA, Lyon.

Brown T, Shaw D (1983). "In vitro contact stress distributions in the natural human hip". *Journal of Biomechanics*, Vol. 16: pp 373-384.

Brown TD, DiGioia III AM (1984). "A contact-coupled finite element analysis of the natural adult hip". *Journal of Biomechanics*, Vol. 17: pp 437-448.

Büchler P, Ramaniraka N, Rakotomanana L, Iannotti J, Farron A (2002). "A finite element model of the shoulder : application to the comparison of normal and osteoarthritic joints". *Clinical Biomechanics*, Vol. 17: pp 630-639.

Camacho DLA, Hopper RH, Lin GM, Myers BS (1997). "An improved method for finite element mesh generation of geometrically complex structures with application to the skullbase". *Journal of Biomechanics*, Vol. 30: pp 1067-1070.

Campedelli J, 2002. "Modélisation globale statique des systèmes mécaniques hyperstatiques pré-chargés: application à un bogie moteur". Thèse INSA, Lyon.

Cappozzo, A, Catani F, (1995). "Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination". *Clinical Biomechanics*, Vol. 10: pp 171-178.

- Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry: theoretical background". *Gait & Posture*, Vol. 21: pp 186-96.
- Carrier J, Aubin CE, Trochu F, Labelle H (2005). "Optimization of Rib Surgery Parameters for the Correction of Scoliotic Deformities Using Dual Kriging". *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 127, pp 680-691.
- Carter DM, Wong M (2003). "Modelling cartilage mechanobiology". *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, Vol. 358: pp 1461-1471.
- Cavanagh PR (1990). "The Mechanics of distance running: a historical perspective". *Human Kinetics Books*, Champaign: pp.1-31.
- Cerveri P, Borghese NA, Pedotti A (1998). "Complete calibration of a stereo photogrammetric system through control points of unknown coordinates". *Journal of Biomechanics*, Vol. 31: pp 935-940.
- Challis JH, Kerwin DG (1993). "An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques". *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers [H]*, Vol. 207: pp 139-148.
- Challis JH (1997). "Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques". *Medical Engineering & Physics*, Vol. 19: pp 253-261.
- Chandler RF, Clauser CE, McConville JT, Reynolds HM, Young JW (1975). "Investigation of inertial properties of the human body". Technical report AMRL-74-137, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton.
- Chao EYS (2003). "Graphic-based musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation". *Medical Engineering & Physics*, Vol. 25: pp 201-212.
- Chèze L, Fregly BJ, Dimnet J (1995). "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data". *Journal of Biomechanics*, Vol. 28: pp 879-84.
- Chèze L (2000). "Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data". *Journal of Biomechanics*, Vol. 33: pp 1695-1699.
- Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry: instrumental errors". *Gait & Posture*, Vol. 21: p 197-211.
- Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ, Goldstein SA (1990). "The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus". *Journal of Biomechanics*, Vol. 23: pp 1103-1113.
- Choi K, Goldstein SA (1992). "A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue". *Journal of Biomechanics*, Vol. 25: pp 1371-1381.
- Cifuentes AO, Kalbag A (1992). "A performance study of tetrahedral and hexahedral elements in 3D element structural analysis". *Finite Elements in Analysis and Design*, Vol. 12, pp 313-318.
- Clauser CE, McConville JT, Young JW (1969). "Weight, volume, and center of mass of segments of the human body". Technical report AMRL-TR-69-70, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton.
- Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, Spencer HJ, Goldstein SA, Fyhrie DP (1999). "Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA". *Journal of Biomechanics*, Vol. 32: pp 1013-1020.
- Coles JM, Cha J, Warman ML, Jay GD, Guilak F, Zauscher S (2007). "Frictional, mechanical and morphological differences between PRG4 (+/+) and (-/-) mice measured by Atomic Force Microscopy (AFM)". 53rd Annual Meeting of the orthopaedic Research Society, Papier n°132.

- Couteau B, Payan Y, Lavalée S (2000). "The mesh-matching algorithm : an automatic 3D mesh generator for finite element structures". *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp 1005-1009.
- Craveur JC (1996). "Modélisation des structures: calcul par éléments finis". Editions Masson.
- Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF (2000). "Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee". *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 375: pp 185-192.
- Crolet JM, Aoubiza B, Meunier A (1993). "Compact bone: numerical simulations of mechanical characteristics". *Journal of Biomechanics*, Vol. 26: pp 677-687.
- Crowninshield RD, RC Johnston, Andrews JG, Brand RA (1978). "A biomechanical investigation of the human hip". *Journal of Biomechanics*, Vol. 11: pp 75-85.
- Crowninshield RD, Brand RA (1981a). "The prediction of forces in joint structures; distribution of intersegmental resultants". *Exercise and Sport Science Review*, Vol. 9: pp 159-168.
- Crowninshield R, Brand RA (1981b). "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion". *Journal of Biomechanics*, Vol. 14: pp 793-801.
- D'Amico M (2002). "Scoliosis and leg asymmetries: a reliable approach to assess wedge solutions efficacy". *Studies in Health Technology and Informatics*, Vol. 88: pp 285-289.
- D'angeli-Chevassut M, Gaviria M (1994). "La marche humaine : description et repères sémantiques". *La marche humaine et sa pathologie*, Editions Masson Paris, pp 9-20.
- Dalstra M, Huiskes R, Odgaard A, van Erning L (1993). "Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 26: pp 523-535.
- Dalstra M, Huiskes R (1995a). "Load transfer across the pelvis bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 28: pp 715-724.
- Dalstra M, Huiskes R, van Erning L (1995b). "Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone". *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117: pp 272-278.
- Dapena J, Harman EA, Miller JA (1982). "Three-dimensional cinematography with control object of unknown shape". *Journal of Biomechanics*, Vol. 15: pp 11-19.
- Dauids JR, Rowan F, Davis RB (2007). "Indications for orthoses to improve gait in children with cerebral palsy". *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, Vol. 15: pp 178-88.
- Davy DT, Audu ML (1987). "A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait". *Journal of Biomechanics*, Vol. 20: pp 187-201.
- Day WH, Swanson SA, Freeman MA (1975). "Contact pressures in the loaded human cadaver hip". *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 57: pp 302-313.
- De Leva P (1996a). "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters". *Journal of Biomechanics*, Vol. 29: pp 1223-1230.
- De Leva P (1996b). "Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data". *Journal of Biomechanics*, Vol. 29: pp 1231-1233.
- Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry: assessment of anatomical landmark misplacement and effects on joint kinematics". *Gait & Posture*, Vol. 21: p 226-237.
- Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM (1990). "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 37: pp 757-767.

- Delp SL, Maloney W (1993). "Effects of hip center location on the moment generating capacity of the muscles". *Journal of Biomechanics*, Vol. 26: pp 485-499.
- Demeny G (1903). "Bases scientifiques de l'éducation physique". Paris: Félix Alcan.
- Demeny G (1905). "Mécanisme et éducation des mouvements". Paris Réimpression de l'édition Félix Alcan de 1905. *Revue EPS* 1993, Paris: éditions
- Dempster WT (1955). "Space requirements for the seated operator". WADC technical report TR-55-159, Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton
- Dhatt G, Touzot G (1984). "Une présentation de la méthode des éléments finis". Editions Maloine, Collection Université de Compiègne.
- Donatelli R, Hurlbert C, Conaway D, St. Pierre R (1988). "Biomechanical foot orthotics: a retrospective study". *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Vol. 10: pp 205-212.
- Doriot N (2001). "Modélisation dynamique du membre inférieur pour l'estimation des forces articulaires et musculaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche". Thèse Université Claude Bernard, Lyon.
- Doriot N, Chèze L (2004). "A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51: pp 21-27.
- Dostal W, Andrews J (1981). "A three-dimensional biomechanical model of hip musculature". *Journal of Biomechanics*, Vol. 14: pp 803-812.
- Duchemin L (2006). "Prédiction du risque fracturaire de l'extrémité supérieure du fémur à partir d'une modélisation éléments finis personnalisée". Thèse ENSAM, Paris.
- Duchemin L, Bousson V, Raossanalv C, Bergot C, Laredo JD, Skalli W, Mitton D (2007). "Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography". *Medical Engineering & Physics*, *in press*.
- Duda GN, Heller M, Albinger J, Schulz O, Schneider E, Claes L (1998). "Influence of muscle force on the femoral strain distribution". *Journal of Biomechanics*, Vol. 31: pp 841-846.
- Dumas R, Aissaoui R, de Guise JA (2004). "A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra". *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, Vol. 7: pp 159-66.
- Dumas R, Chèze L, Verriest JP (2007). "Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters". *Journal of Biomechanics*, Vol. 40: pp 543-553.
- Eckstein F, von Eisenhart Rothe R, Landgraf J, Adam C, Loehe F, Müller-Gerbl M, Putz R (1997). "Quantitative analysis of incongruity, contact areas and cartilage thickness in the human hip joint". *Acta Anatomica*, Vol. 158: pp 192-204.
- Elftman HO (1939). "The force exerted by the ground in walking". *Arbeitsphysiologie*, Vol. 10: pp 485-491.
- Eng JJ, Pierrynowski MR (1994). "The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running". *Physical Therapy*, Vol. 74: pp 836-844.
- Faugeras, O. D. (1993). "Three dimensional computer vision: a geometric viewpoint". Editions MIT Press.
- Ferber R, Davis IM, Williams DS III (2005). "Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability". *Journal of Biomechanics*, Vol. 38: pp 477-83.

- Ferguson SJ, Bryant JT, Ganz R, Ito K (2000). "The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: a poroelastic finite element model". *Journal of Biomechanics*, Vol. 33: pp 953-960.
- Ford CM, Keaveny TM, Hayes WC (1996). "The effect of impact direction on the structural capacity of the proximal femur during falls". *Journal of Bone and Mineral Research*, Vol. 11: pp 377-383.
- Franke O, Durst K, Maier V, Göken M, Birkholz T, Schneider H, Hennig F, Gelse K (2007). "Mechanical properties of hyaline and repair cartilage studied by nanoindentation". *Acta Biomaterialia*, *in press*.
- Genda E, Yamamoto S, Tanaka E (2003). "Non-linear finite element analysis of the hip joint contact stress". *Journal of Japanese Society for Clinical Biomechanics*, Vol. 24: pp 111-116.
- Ghadiali SN, Banks J, Swartz JD (2004). "Finite element analysis of active Eustachian tube function". *Journal of Applied Physiology*, Vol. 97: pp 648-654.
- Giffin JR, Stanish WD, MacKinnon SN, MacLeod DA (1995). "Application of a lateral heel wedge as a nonsurgical treatment for varum gonarthrosis". *American Academy of Orthotists and Prosthetists*, Vol. 7: pp 23-28.
- Gignoux P, Cheze L, Carret JP, Dimnet J (1993). "Modeling the moving skeleton of walking subjects". *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol. 17: pp 329-332.
- Glitsch U, Baumann W (1997). "The three dimensional determination of internal loads in the lower extremity". *Journal of Biomechanics*, Vol. 30: pp 1123-1131.
- Goel VK, Valliapan S, Severson NL (1978). "Stresses in the normal pelvis". *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 8: pp 91-104.
- Gorton GD, Herbert et al. (2001). "Assessment of the kinematic variability between twelve shiners motion analysis laboratories". VIth Annual Gait and Clinical Movement Analysis Meeting, Sacramento, California.
- Gutierrez C (1996). "Etude des fonctionnalités du membre supérieur en mouvement par l'exploitation de trajectoires de marqueurs externes". Thèse Université Claude Bernard, Lyon.
- Halvorsen K, Lesser M, Lundberg A (1999). "A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation". *Journal of Biomechanics*, Vol. 32: pp 1221-1227.
- Happee R (1994). "Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements". *Journal of Biomechanics*, Vol. 27: pp 953-960.
- Hassani S, Roh J, Ferdjallah M, Reiners K, Kuo K, Smith P, Harris G (2004). "Rehabilitative orthotics evaluation in children with diplegic cerebral palsy: kinematics and kinetics". *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 7: pp 4874-4876.
- Haxton HA (1944). "Absolute muscle force in the ankle flexors of man". *Journal of Physiology*, Vol. 103: pp 267-273.
- Hayes WC, Mockros LF (1971). "Viscoelastic properties of human articular cartilage". *Journal of Applied Physiology*, Vol. 31: pp 562-568.
- Heller MO, Bergmann, G, Deuretzbacher G, Dürselen L, Pohl M, Claes L, Haas NP, Duda GN (2001). "Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing". *Journal of Biomechanics*, Vol. 34: pp 883-893.
- Heintz S, Gutierrez-Farewik EM (2007). "Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach". *Gait & Posture*, Vol. 26: pp 279-288.

Ho Ba Tho MC, Rho JY, Ashman RB (1992). "Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone, in In vivo assessment of bone quality by vibration and wave propagation techniques - Part II". Eds G. Van der Perre, G. Lowet et A. Borgwardt, ACCO, Leuven, pp 7-38.

Hodge W, Fijan R, Carlson R, Burgess R, Harris W, Mann R (1986). "Contact pressures in the human hip joint measured in vivo". Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, Vol. 83: pp 2879-2883.

Hodge W, Carlson K, Fijan R, Burgess R, Riley P, Harris W, Mann R (1989). "Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis". Journal of Bone and joint surgery, Vol. 71: pp 1378-1386.

Hof A, Helzinga H, Grimmius W, Halbertsma J (2005). "Detection of non-standard EMG profiles in walking". Gait & Posture, Vol. 21: pp 171-177.

Huiskes R, Chao EYS (1983). "A survey of finite element analysis on orthopaedic biomechanics : the first decade". Journal of Biomechanics, Vol. 16: pp 385-400.

Hulet C, Hurwitz DE, Andriacchi TP, Galante JO, Vielpeau C (2000). "Mécanismes d'adaptation fonctionnelle de la marche à une douleur invalidante de la coxo-fémorale". Revue de Chirurgie Orthopédique, Vol. 86: pp 581-589.

Ikai M, Fukunaga T (1968). "Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement". European Journal of Applied Physiology, Vol. 26: pp 26-32.

Ipavec M, Brand R, Pedersen D, Maevcic B, Kralj-Iglic V, Iglic A (1999). "Mathematical modelling of stress in the hip during gait". Journal of Biomechanics, Vol. 32: pp 1229-1235.

Jacobs CR, Mandell JA, Beaupré GS (1993). "A comparative study of automatic finite element mesh generation techniques in orthopaedic biomechanics". Bioengineering Conference of ASME, Vol. BED-24: pp 512-514.

Jensen NC, Davy DT (1975). "An investigation of muscle lines of action about the hip: a centroid line approach vs the straight line approach". Journal of Biomechanics, Vol. 8: pp 103-110.

Jensen NC, Madsen LP, Linde F (1991). "Topographical distribution of trabecular bone strength in the human os calcanei". Journal of Biomechanics, Vol. 24: pp 49-55.

Johansson T, Meier P, Blickhan R (2000). "A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles". Journal of Theoretical Biology. Vol. 206: pp 131-49.

Jolivet E, Poméro V, Skalli W (2001). "Finite element model of muscle". International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.

Kaku N, Tsumura H, Taira H, Sawatari T, Torisu T (2004). "Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model". Journal of Orthopaedic Science, Vol. 9: pp 264-269.

Kaneko TS, Pejcic MR, Tehranzadeh J, Keyak JH (2003). "Relationships between material properties and CT scan data of cortical bone with and without metastatic lesions". Medical Engineering & Physics, Vol. 25: pp 445-454.

Kapandji IA (1999). "Physiologie articulaire - Membre inférieur". Editions Maloine Paris, 5^{ème} édition.

Karlsson D, Peterson B (1992). "Towards a model for force predictions in the human shoulder". Journal of Biomechanics, Vol. 25: pp 189-99.

Katsamanis F, Raftopoulos DD (1990). "Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the hopkinson bar stress technique". Journal of Bomechanics, Vol. 23: pp 1173-1184.

- Katz JL (1971). "Hard tissue as a composite material. I. Bounds on the elastic behaviour". *Journal of Biomechanics*, Vol. 4: pp 455-473.
- Katz JL (1980). "Anisotropy of Young's modulus of bone". *Nature*, Vol. 283: pp 106-107.
- Katz JL, Yoon HS (1984). "The structure and anisotropic mechanical properties of bone". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 31: pp 878-884.
- Katz JL, Meunier A (1987). "The elastic anisotropy of bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 20: pp 1063-1070.
- Keating EM, Faris PM, Ritter MA, Kane J (1993). "Use of lateral heel and sole wedges in the treatment of medial osteoarthritis of the knee". *Orthopaedic Review*, Vol. 22: pp 921-924.
- Kempson GE (1979). "Mechanical properties of articular cartilage". Freeman MAR, *Adult articular cartilage*, Kent: Pitman medical, pp 313-414.
- Kepple TM, Sommer HJ 3rd, Lohmann Siegel K, Stanhope SJ (1998). "A three-dimensional musculoskeletal database for the lower extremities". *Journal of Biomechanics*, Vol. 31: pp 77-80.
- Kepple TM, Arnold AS, Stanhope SL, Siegel KL (1994). "Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface landmarks: a 3D computer graphics approach". *Journal of Biomechanics*, Vol. 27: pp 365-371.
- Kirkwood RN, Culham EG, Costignan P (1999). "Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location : effect on hip joint moments". *Clinical Biomechanics*, Vol. 14: pp 227-235.
- Komistek RD, Dennis DA, Mabe JA (1998). "In vivo determination of patello-femoral separation and linear impulse forces." *Der Orthopade*, Vol. 27: pp 612-618.
- Koopman BH, Grootenboer J, Jongh HJ (1995). "An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking". *Journal of Biomechanics*, Vol. 28: pp 1369-1376.
- Krabbe B, Farkas R, Baumann W (1997). "Influence of inertia on intersegment moments of the lower extremity joints". *Journal of Biomechanics*, Vol. 30: pp 517-519.
- Krebs D, Elbaum L, Riley P, Hodge W, Mann R (1991). "Exercise and gait effects on in vivo hip contact pressures". *Physical Therapy*, Vol. 71: pp 301-309.
- Kromer V (1993). "Analyse des forces musculaires au cours de la marche. Approche en corps rigide et simulation en mécanique plans flexibles par éléments finis". *Mécanique*, Institut National Polytechnique de Lorraine.
- Kumagai M, Kim YH, Inoue N, Genda E, Hua K, Liang B, Koo T, Chao EYS (2003). "3-D dynamic hip contact pressure distribution in daily activities". *Summer Bioengineering Conference*, Key Biscayne, US, pp 53-54.
- Kurrat HJ, Oberländer W (1978). "The thickness of the cartilage in the hip joint". *Journal of Anatomy*, Vol. 126: pp 145-155.
- Ladin Z, Flowers WC, Messner W (1989). "A quantitative comparison of a position measurement system and accelerometry". *Journal of Biomechanics*, Vol. 22: pp 295-308.
- Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer III HJ, Kalenak A (1994). "Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking". *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 12: pp 412-420.
- Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S (1999). "An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait". *Clinical Biomechanics*, Vol. 14: pp 528-36.

- Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry: soft tissue artefact assessment and compensation". *Gait & Posture*, Vol. 21: p 212-225.
- Legnani G, Casolo F, Righettini P, Zappa B (1996a). "A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. Mechanisms and machine theory. Part 1: theory". *Mechanisms and Machine Theory*, Vol. 31: pp 573-587.
- Legnani G, Casolo F, Righettini P, Zappa B (1996b). "A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. Mechanisms and machine theory. Part 2: applications to chains of rigid bodies and serial manipulators". *Mechanisms and Machine Theory*, Vol. 31: pp 589-605.
- Lequesne M, De Sèze S, Amouroux J (1970). "La coxarthrose destructrice rapide". *Revue du Rhumatisme et des Maladies Ostéo-articulaires*; Vol. 37: pp 721-733.
- Lequesne M (2004). "Sport et arthrose des membres". *Science & Sports*, Vol.19: pp 281-285.
- Lengsfeld M., Schmitt J., Alter P., Kaminsky J., Leppek R (1998). "Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation". *Medical Engineering & Physics*, Vol. 20: pp 515-524.
- Lew WD, Lewis JL (1977). "An anthropometric scaling method with application to the knee joint". *Journal of Biomechanics*, Vol. 10: pp 171-181.
- Lewis JL, Lew WD, Zimmerman RJ (1980). "A nonhomogeneous anthropometric scaling method based on finite element principles". *Journal of Biomechanics*, Vol. 13: pp 815-824.
- Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SLY (1999). "The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL". *Journal of Biomechanics*, Vol. 32: pp 395-400.
- Loizeau J (1994). "Optimisation de l'analyse du comportement mécanique du fémur humain. Aspects géométrique et dynamique". Thèse ENSAM, Paris.
- Lu TW, O'Connor JJ (1999). "Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints". *Journal of Biomechanics*, Vol. 32: pp 129-134.
- Manal K, McClay I, Richards J, Galinat B, Stanhope S (2002). "Knee moment profiles during walking: errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system". *Gait & Posture*, Vol. 15: pp 10-17.
- Mansour JM, Audu ML (1986). "The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait". *Journal of Biomechanics*, Vol. 19: pp 369-73.
- Marey EJ (1894). "Le mouvement". Editions Paris Masson.
- McConville JT, Churchill TD, Kaleps I, Clauser CE, Cuzzi J (1980). "Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia". Technical Report AFAMRL-TR-80-119, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- McCulloch MU, Brunt D, Vander Linden D (1993). "The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance". *The Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, Vol. 17: pp 2-10.
- McGibbon CA, Bencardino J, Yeh ED, Palmer WE (2003). "Accuracy of cartilage and subchondral bone spatial thickness distribution from MRI". *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 17: pp 703-715.

- Mechlenburg I, Nyengaard JR, Gelineck J, Soballe K (2007). "Cartilage thickness in the hip joint measured by MRI and stereology – a methodological study". *Osteoarthritis and Cartilage*, Vol. 15: pp 366-371.
- Mena D, Mansour JM, Simon SR (1981). "Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications". *Journal of Biomechanics*, Vol. 14: pp 823-832.
- Miles AW, Dall DM, MacLeland BF (1983). "Modelling the femoral load transfer in total hip joint replacement - a preliminary study". *Engineering in Medicine*, Vol. 12: pp 61-64.
- Mitton D (1997). "Caractérisation mécanique et structurale de l'os spongieux. Modèle animal et application à l'étude du vieillissement osseux humain". Thèse INSA, Lyon.
- Mooney M (1940). "A Theory of Large Elastic Deformation". *Journal of Applied Physics*, Vol. 11: pp 582-592.
- Morris CB (1948). "The measurement of the strength of muscle relative to the cross. section". *Res. Quart. Amer. Ass. Hlth phys. Educ.* Vol. 19: pp 295-303.
- Mow VC, Kuei SC, Lai WM, Armstrong CG (1980). "Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: Theory and experiments". *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 102: pp 73-84.
- Mündermann A, Wakeling JM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ (2006). "Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity". *Gait & Posture*, Vol. 23: pp 295-302.
- Nester CJ, van der Linden ML, Bowker P (2003). "Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait". *Gait & Posture*, Vol. 17: pp 180-187.
- Oonishi H, Isha H, Hasegawa T (1983). "Mechanical analysis of human pelvis and its application to the articular hip joint by means of three-dimensional finite element method". *Journal of Biomechanics*, Vol. 16: pp 427-444.
- Ota T, Yamamoto I, Morita R (1999). "Fracture simulation of the femoral bone using the finite-element method: how a fracture initiates and proceeds". *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, Vol. 17: pp 108-112.
- Pandy MG, Anderson FC (1998). "Dynamic optimisation of human gait". *Journal of Biomechanics*, Vol. 31: p 115.
- Pandy MG (2001). "Computer modeling and simulation of human movement". *Annual Review of Biomedical Engineering*, Vol. 3: pp 245-73.
- Park S, Krebs D, Mann R (1999). "Hip muscle co-contraction: evidence from concurrent in vivo pressure measurement and force estimation". *Gait & Posture*, Vol. 10: pp 211-222.
- Patriarco AG, Mann RW, Simon SR, Mansour JM (1981). "An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait". *Journal of Biomechanics*, Vol. 14: pp 513-525.
- Pedersen DR, Brand RA, Davy DT (1997). "Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait". *Journal of Biomechanics*, Vol. 30: pp 959-965.
- Penrod DD, Davy DT, Singh DP (1974). "An optimization approach to tendon force analysis". *Journal of Biomechanics*, Vol. 7: pp 123-129.
- Pierrynowski MR (1982). "A physiological model for the solution of individual muscle forces during normal human walking". Thèse Simon Fraser University, Vancouver, British Columbia.

- Pierrynowski MR, Morrison JB (1985a). "Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking: Theoretical aspects". *Mathematical Biosciences*, Vol. 75: p 69-101.
- Pierrynowski MR, Morrison JB (1985b). "Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking: A physiological solution". *Mathematical Biosciences*, Vol. 75: p 43-68.
- Poncet P, Trochu F, Dansereau J (1999). "Curvilinear Three-Dimensional Modeling of Spinal Curves with Dual Kriging". *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, Vol. 2: pp 295-308.
- Prilutsky BI, Gregory RJ (2000). "Analysis of muscle coordination strategies in cycling". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 8: pp 362-370.
- Ramaniraka NA, Terrier A, Theumann N, Siegrist O (2005). "Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: a finite element analysis". *Clinical Biomechanics*, Vol. 20: pp 434-442.
- Rasmussen J, Damsgaard M, Voigt M (2001). "Muscle recruitment by the min/max criterion -- a comparative numerical study". *Journal of Biomechanics*, Vol. 34: pp 409-415.
- Ramos A, Simões JA (2006). "Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur". *Medical Engineering & Physics*, Vol. 28: 916-924.
- Ravi N, Simha NK, Lewis JL (2003). "Nonlinear elastic parameters of articular cartilage". Summer Bioengineering Conference, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida, pp 1047-1048.
- Reed MP, Manary MA, Schneider LW (1999). "Methods for measuring and representing automobile occupant posture". SAE Technical Paper Series: 1999-01-0959, Society of Automobile Engineers, Warrendale, USA.
- Rehbinder H, Martin C (2001). "A control theoretic model of the forearm". *Journal of Biomechanics*, Vol. 34: pp 741-748.
- Reilly DT, Burstein AH, Frankel VH (1974). "The elastic modulus for bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 7: pp 271-275.
- Reynolds HM, Snow CC, Young JW (1982). "Spatial geometry of the human pelvis". Technical Report FA-AM-82-9, FAA Civil Aeromedical Institute, Oklahoma city, Oklahoma.
- Rho JY, Ho Ba Tho MC, Ashman RB (1995). "Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone". *Medical Engineering & Physics*, Vol. 17: pp 347-355.
- Rho JY (1996). "An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone". *Ultrasonics*, Vol. 34: pp 777-783.
- Richards JG (1999). "The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems". *Human Movement Science*, Vol. 18: pp 589-602.
- Röhrle H, Scholten R, Sigolotto C, Sollbach W, Kellner H (1984). "Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking". *Journal of Biomechanics*, Vol. 17: pp 409-424.
- Roux JP, Kerboul M, Postel M (1970). "Les coxarthroses à évolution rapide". *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, tome 56, N°1: pp 39-57
- Rushfeldt PD, Mann RW, Harris WH (1981). "Improved techniques for measuring in vitro the geometry and pressure distribution in the human acetabulum - II Instrumented endoprosthesis measurement of articular surface pressure distribution". *Journal of Biomechanics*, Vol. 14: pp 315-323.
- Russell ME, Shivanna KH, Grosland NM, Pedersen DR (2006). "Cartilage contact pressure elevation in dysplastic hips: a chronic overload model". *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, Vol. Oct. 3: pp 1-6.

Satton LA, Zhu W, Mow VC (1993). "The biphasic poroviscoelastic behavior of articular cartilage: Role of the surface zone in governing the compressive behaviour". *Journal of Biomechanics*, Vol. 26: pp 581-592.

Saxena A, Haddad J (2003). "The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome". *Journal of the American Podiatric Medical Association*, Vol. 93: pp 264-271.

Seidel GK, Marchinda DM, Dijkers M, Soutas-Little RX (1995) ". Hip joint center location from palpable bony landmarks - a cadaver study. " *Journal of Biomechanics*, Vol. 28: pp 995-998.

Seireg A, Arvikar RJ (1973). "A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system". *Journal of Biomechanics*, Vol. 6: pp 313-26.

Seireg A, Gerath M (1975). "An in vivo investigation of wear in animal joints". *Journal of Biomechanics*, Vol. 8: pp 169-172.

Shepherd DET, Seedhom BB (1999). "Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb". *Annals of Rheumatic Deases*, Vol. 58: pp 27-34.

Siegler S, Liu W (1997). "The three-dimensional passive support characteristics of ankle braces". *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, Vol. 26: pp 299-309.

Skalli W, Lavaste F, Descrimes JL (1995). "Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values?" *Spine*, Vol. 20: pp 546-553.

Snyder SM, Schneider E (1991). "Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography". *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 9: pp 422-431.

Sobel E, Levitz SJ, Caselli MA (1999). "Orthoses in the treatment of rearfoot problems". *Journal of the American Podiatric Medical Association*, Vol. 89: pp 220-233.

Sommer HJ III, Miller NR, Puanowski GJ (1982). "Three-dimensional osteometric scaling and normative modelling of skeletal segment". *Journal of Biomechanics*, Vol. 15: pp 171-180.

Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, Stussi E (2000). "Effects of foot orthoses on skeletal motion during running". *Clinical Biomechanics*, Vol. 15: pp 54-64.

Stagni, R., A. Leardini, et al. (2000). "Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results". *Journal of Biomechanics*, Vol. 33: pp 1479-1487.

Stagni R, Leardini A, Cappozzo A, Grazia Benedetti M, Cappello A (2000). "Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results". *Journal of Biomechanics*, Vol. 33: pp 1479-1487.

Stanfield BW, Nicol AC, Paul J, Kelly I, Graichen F, Bergmann G (2003). "Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb". *Journal of Biomechanics*, Vol. 36: pp 929-936.

Szeliski R, Lavalée S (1996). "Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines". *International Journal of Computer Vision*, Vol. 18: pp 171-186.

Testi D, Cappello A, Sgallari F, Rumpf M, Viceconti M (2004). "A new software for prediction of femoral neck fractures". *Computer Methods and Programs Biomedicine*, Vol. 75: pp 141-145.

Thompson JA, Jennings RB, Hodge W (1992). "Orthotic therapy in the management of osteoarthritis". *Journal of American Podiatric Medical Association*, Vol. 82: pp 136-139.

Thompson CW (1993). "Initiation à l'anatomie du mouvement". Editions Vigot.

- Tohyama H, Yasuda K, Kaneda K (1991). "Treatment of osteoarthritis of the knee with heel wedges". *International Orthopaedics*, Vol. 15: pp 31-33.
- Touzot G, Dhatt G (1984). "Une représentation de la méthode des éléments finis". Collection Université de Compiègne.
- Trochu F (1993). "A contouring program based on dual kriging interpolation". *Engineering with Computers*, Vol. 9; pp 160-177.
- Tsirakos D, Baltzopoulos V, Bartlett R (1997). "Inverse optimization: functional and physiological considerations related to the force-sharing problem". *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 25: pp 371-407.
- Vaverka M, Navrat TS, Vrbka M, Florian Z, Fuis V (2006). "Stress and strain analysis of the hip joint using FEM". *Technology and Health Care*, Vol. 14: pp 271-279.
- von Eisenhart R, Adam C, Steinlechner M, Müller-Gerbl M, Eckstein F (1999). "Quantitative determination of joint incongruity and pressure distribution during simulated gait and cartilage thickness in the human hip joint". *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 17: pp 532-539.
- Vrahas MS, Brand RA, Brown TD, Andrews JG (1990). "Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip". *Journal of Biomechanics*, Vol. 23: pp 357-362.
- Wei HW, Sun SS, Jao SHE, Yeh CR, Cheng CK (2005). "The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage". *Medical Engineering & Physics*, Vol. 27: pp 295-304.
- White SC, Yack HJ, Winter DA (1989). "A three dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates". *Journal of Biomechanics*, Vol. 22: pp 885-893.
- Widmer KH, Zurfluh B, Morscher EW (2002). "Load transfer and fixation mode of press-fit acetabular sockets". *Journal of Arthroplasty*, Vol. 17: pp 926-935.
- Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Edgerton VR (1983). "Muscle architecture of human lower limb". *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 179: pp 275-283.
- Willingier R (1988). "Forces musculaires dans une articulation. Modélisation de la loi de comportement du muscle". Thèse Université Louis Pasteur, Strasbourg.
- Woo SLY, Simon BR, Kuei SC, Akeson WH (1979). "Quasi-linear viscoelastic properties of normal articular cartilage". *Journal of Biomechanical engineering*, Vol. 102: pp 85-90.
- Wu GS, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. (2002). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics". *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, pp 543-548.
- Yamaguchi GT, Sawa AG, Moran D, Fessler M, Wint JM (1990). "A survey of human musculotendon actuators parameters. Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization". Editions Springer-Verlag, pp 717-773.
- Yasuda K, Sasaki T (1987). "The mechanics of treatment of the osteoarthritic knee with a wedged insole". *Clinical Orthopaedics and Related Reserach*, Vol. 215: pp 162-172.
- Yoshida H, Faust A, Wilckens J, Kitagawa M, Fetto J, Chao EYS (2006). "Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living". *Journal of Biomechanics*, Vol. 39: pp 1996-2004.

Yucesoy CA, Koopman BH, Huijing PA, Grootenboer HJ (2002). "Three-dimensional finite element modeling of skeletal muscle using a two-domain approach: linked fiber-matrix mesh model". *Journal of Biomechanics*, Vol. 35: pp 1253-1262.

Zatsiorsky VM, Seluyanov VN (1983). "The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body". *Biomechanics VIII-B* (Edité par Matsui H et Kobayashi K, Human Kinetics Publishers, Chamapaign, IL): pp 1152-1159.

Zhang HQ (1995). "A self-calibration approach to extrinsic parameter estimation of stereo cameras". *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 15: pp 189-197.

Zheng N, Fleisig GS, Escamilla RF, Barrentine SW (1998). "An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise". *Journal of Biomechanics*, Vol. 31: pp 963-967.

Zysset PK, Guo XE, Hoffer CE, Moore KE, Goldstein SA (1999). "Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur". *Journal of Biomechanics*, Vol. 32: pp 1005-1012.

PUBLICATIONS & CONFERENCES

Soumissions dans des revues internationales avec Comité de Lecture :

A. Pustoc'h, A. Bonnefoy, F. Labesse-Jied, A. Lavigne, L. Chèze, 2007. *Assessment of the influence of foot orthoses in the hip loading conditions during walking and stair climbing: a single case study.*

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.

Publications dans des revues internationales avec Comité de Lecture :

A. Pustoc'h, J. Ohayon, Y. Usson, A. Kamgoue, P. Tracqui, 2005. *An integrative model of the self-sustained oscillating contractions of cardiac myocytes.*

Acta Biotheoretica. Vol. 53(4), pp 277-293.

Conférences internationales avec Comité de Lecture :

A. Pustoc'h, T. Boudou, J. Ohayon, , Y. Usson and P. Tracqui, 2004. *Finite element modelling of the calcium-induced contraction of cardiomyocytes based on time-lapse videomicroscopy.*

WSEAS Transactions Information Science & Applications, ISBN 1790-0832, 1(1):376-378.

F. Labesse-Jied, A. Pustoc'h, C. Joandel, L. Chèze, 2006. *3D parametrical mechanical modelling of femur.*

5th World Congress of Biomechanics – Munich.

A. Pustoc'h, L. Chèze, F. Labesse-Jied, A. Lavigne, 2007. *Influence of foot orthoses on contact pressure distribution in an oetoearthritic hip joint.*

Proceedings of the 2007 Summer Workshop of the Euopean Society of Biomechanics: Finite element modelling in biomechanics and mechanobiology.

Conférences nationales ou francophones avec Comité de Lecture:

A. Pustoc'h, J. Ohayon, Y. Usson and P. Tracqui, 2004. *Modelling the oscillating calcium induced anisotropic contraction of cardiac myocytes.*

Mecanotransduction 2004, I. Vinçon, C. Oddou, J.P. Renaudeaux, C. Ribreau et M.R. Moreau, eds., GAMC, ISBN2-9516368-1-4, p. 71-76.

Pustoc'h A., J. Ohayon, Y. Usson and P. Tracqui, 2004. *Modelling the oscillating calcium-induced periodic and anisotropic contraction of cardiac myocytes.* Archives of Physiology and Biochemistry, Congrès Société Française de Biomécanique - Paris.

A. Pustoc'h, F. Labesse-Jied, L. Chèze, S. Terver, 2005. *Study of three-dimensional osteometric scaling scheme applied on musculoskeletal models,*

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Congrès de la Société de Biomécanique – Bruxelles.

ANNEXES

Annexe 1 – Repères associés aux segments, axes et plans associés au corps humain

Annexe 2 – Modèle anthropométrique de Zatsiorsky (1983)

Annexe 3 – Coordonnées des muscles pris en compte dans le modèle musculo-squelettique

Annexe 4 – Description des résultats du patient

Annexe 5 – La projection stéréographique

Annexe 1

Repères associés aux segments, axes et plans associés au corps humain

Repères associés aux segments

Dans le cadre de notre étude, nous avons adopté une définition pour chaque repère segmentaire conforme à la standardisation établie par le groupe d'experts de l'ISB (Wu et al. 2002).

La position des marqueurs est représentative de la géométrie des os et de leurs axes anatomiques. Ainsi, les référentiels affectés aux segments sont assimilés aux référentiels naturels. L'origine des repères, quand cela a été matériellement possible, coïncide avec les centres fonctionnels des articulations. Les repères ainsi définis sont qualifiés de *repères anatomiques*.

Ainsi, à chaque segment S_i de notre modélisation du membre inférieur, nous associons un repère R_i orthogonal direct, d'axes \vec{X}_i , \vec{Y}_i , \vec{Z}_i et d'origine O_i .

La figure A1.1 présente la position des marqueurs sur chaque segment osseux considéré.

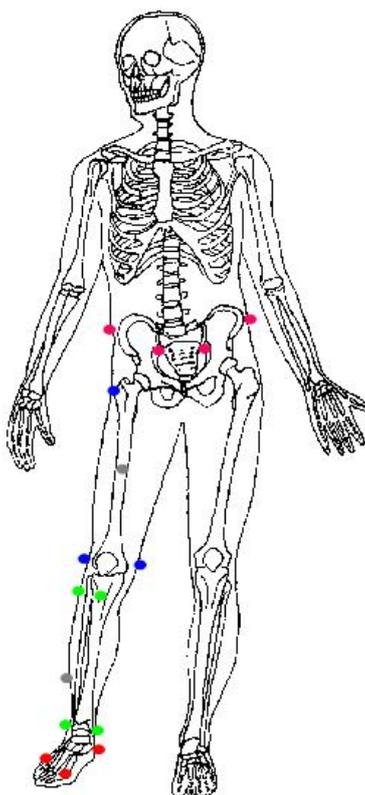


Figure A1.1 : Positionnement des marqueurs sur les quatre segments corporels : bassin, cuisse, jambe et pied. Les référentiels liés à chaque segment sont décrits dans l'annexe 1. Les marqueurs roses positionnés sur les épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures droite et gauche définissent le segment bassin. Les marqueurs bleus positionnés sur le grand trochanter et les deux épicondyles fémoraux définissent le segment cuisse. Les marqueurs verts positionnés sur la tubérosité tibiale antérieure, la tête du péroné et les deux malléoles définissent le segment jambe. Les marqueurs rouges positionnés sur le calcaneum et les 1^{er} et 5^{ème} métatarses définissent le segment pied. Les marqueurs gris sont des marqueurs « techniques » facilitant la mise en œuvre du logiciel EvaRT®.

Dans la suite, les différents axes anatomiques \overline{X}_i , \overline{Y}_i , et \overline{Z}_i sont respectivement notés X_i , Y_i et Z_i .

Pied

$O_{p d}$: Calcaneum,

$X_{p d}$: $O_{p d} \rightarrow$ milieu des métatarses,

V_{pd1} = $O_{p d} \rightarrow$ 1^{er} métatarse,

V_{pd2} = $O_{p d} \rightarrow$ V^{er} métatarse,

$Y_{p d}$: $V_{pd1} \rightarrow V_{pd2}$,

$Z_{p d}$ = $X_{p d} \wedge Y_{p d}$.

Jambe

$O_{j d}$: Milieu des deux malléoles (centre fonctionnel de la cheville),

$Y_{j d}$: $O_{j d} \rightarrow TTA$,

$V_{j d}$: $O_{j d} \rightarrow ME$,

$X_{j d} = Y_{j d} \wedge V_{j d}$ et $Z_{j d} = X_{j d} \wedge Y_{j d}$.

Cuisse

$O_{cu d}$: Milieu des deux condyles (centre fonctionnel du genou),

$Y_{cu d}$: $O_{cu d} \rightarrow H$,

$V_{cu d}$: $O_{cu d} \rightarrow CE$,

$X_{cu d} = Y_{cu d} \wedge V_{cu d}$ et $Z_{cu d} = X_{cu d} \wedge Y_{cu d}$.

Le centre fonctionnel de la hanche (H) est estimé expérimentalement (Gutierrez, 1996) conformément aux recommandations du groupe de travail de l'ISB (Wu et al., 2002). Pour ce segment, le centre fonctionnel sert à définir la direction de son axe longitudinal.

Pelvis (bassin)

$O_{pe d}$: H,

$Z_{pe d}$: EIPS-G \rightarrow EIPS-D,

$V_{pe d}$: EIPS-D \rightarrow EIAS-D,

$Y_{pe d} = Z_{pe d} \wedge V_{pe d}$ et $X_{pe d} = Y_{pe d} \wedge Z_{pe d}$.

L'origine de ce repère coïncide avec le centre fonctionnel de l'articulation coxo-fémorale.

Tableau A1.1: Tableau récapitulatif sur la définition des repères segmentaires définis à partir des marqueurs positionnés sur le membre inférieur droit du sujet. (D'après Bonnefoy, 2006).

Segment	Origine O_i	Axe antéro-postérieur X_i	Axe longitudinal Y_i	Axe médio-latéral Z_i	V_i
Pied	Calcanéum	$O_i \rightarrow$ milieu métatarses	$V_1 \wedge V_2$	$X_i \wedge Y_i$	$V_1 = O_i \rightarrow 1^{er}$ métatarse $V_2 = O_i \rightarrow V^{ième}$ métatarse
Jambe	Milieu des deux malléoles (centre fonctionnel de la cheville)	$Y_i \wedge V_i$	$O_i \rightarrow TTA$	$X_i \wedge Y_i$	$O_i \rightarrow ME$
Cuisse	Milieu des deux condyles (centre fonctionnel du genou)	$Y_i \wedge V_i$	$O_i \rightarrow H$	$X_i \wedge Y_i$	$O_i \rightarrow CE$
Pelvis	H (centre fonctionnel de la hanche)	$Y_i \wedge Z_i$	$Z_i \wedge V_i$	EIPS-G \rightarrow EIPS-D	EIPS-D \rightarrow EIAS-D

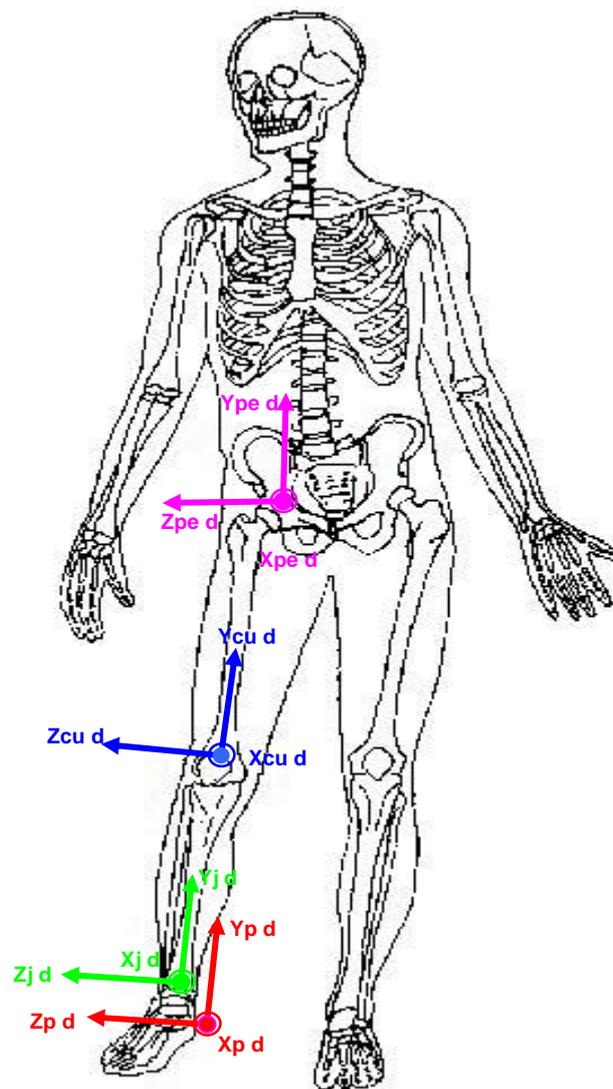


Figure A1.2 : Dispositions et orientations des repères liés au membre inférieur droit.

Le tableau récapitule la définition des repères anatomiques segmentaires définis à partir des marqueurs positionnés sur le membre inférieur droit du sujet. La figure A1.2 décrit ces repères.

Axes et plans associés au corps humain

Le corps humain, modélisé sous la forme d'un système de segments rigides reliés par des articulations, peut être observé dans un repère orthonormé direct $R_G = (GXYZ)$ ayant pour origine le centre de gravité G du système (figure A1.3). Les trois axes formant ce repère R_G sont les axes anatomiques.

Les anatomistes se servent de ce repère R_G pour décrire et situer l'ensemble des éléments (i.e. os, articulation, muscle, segment...) constituant le corps humain. Pour cela, par convention, le sujet est toujours placé dans une attitude droite corrigée, les pouces regardant vers l'extérieur du corps, ce qui oriente la paume de la main vers l'avant.

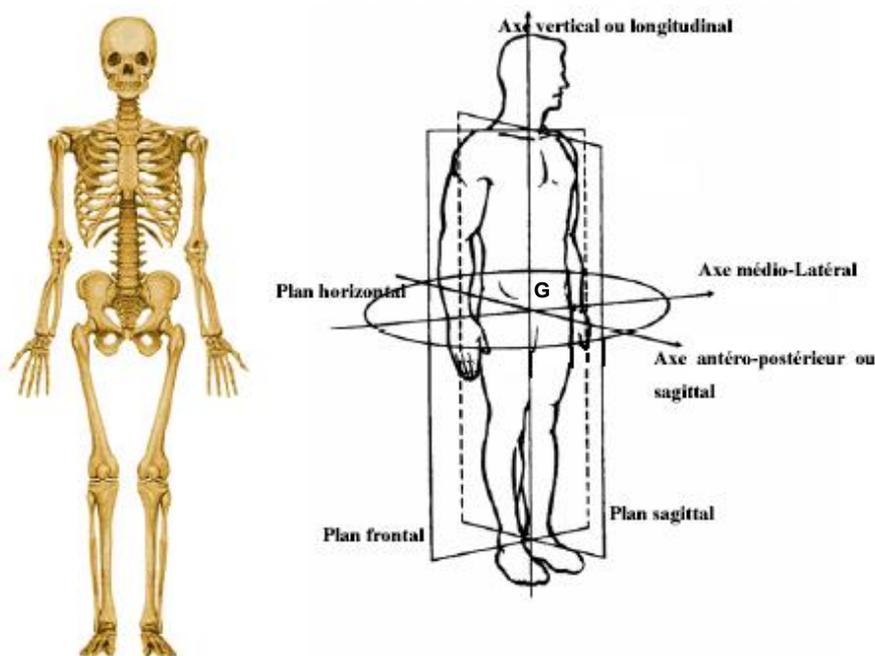


Figure A1.3 : A gauche, position de référence. A droite, axes et plans associés au centre de gravité du corps humain : les axes vertical (ou longitudinal), médio-latéral et antéro-postérieur (ou sagittal) ; les plans frontal, sagittal et horizontal (ou transverse). (D'après Bonnefoy, 2006).

Dans le domaine de l'analyse du mouvement, la terminologie segment *proximal*, segment *distal* est fréquemment utilisée. Il s'agit ici de caractériser la position d'un chaînon d'une chaîne cinématique vis à vis des autres chaînons, en partant de l'origine du repère R_G . Par exemple, le segment pied est le segment le plus distal du membre inférieur.

La combinaison deux à deux de chacun des trois axes du repère permet de construire les trois plans de l'espace : le plan *sagittal*, le plan *frontal* et le plan *horizontal* ou *plan transverse*. Dans le cas de la figure A1.3, les trois plans définis à partir du repère R_G représentent ce qu'il convient d'appeler les trois *plans de référence*.

Tableau A1.2: Définitions des plans anatomiques et des mouvements articulaires (d'après Bonnefoy, 2006).

Plans anatomiques	Définition	Mouvements Articulaires	Définition
Sagittal	Formé par les axes anatomiques antéro-postérieur (avant arrière) et vertical (bas haut). Il partage le corps en deux moitiés : droite et gauche .	Les mouvements de flexion et d'extension s'effectuent autour de l'axe médio-latéral.	La flexion correspond à une diminution de l'angle entre deux segments corporels adjacents. L'extension est une augmentation de cet angle.
Frontal	Formé par les axes anatomiques médio-latéral (dedans dehors) et vertical (bas haut). Il partage le corps en deux parties : avant et arrière .	Les mouvements d'abduction et d'adduction s'effectuent autour de l'axe antéro-postérieur.	L'abduction correspond à un éloignement d'un segment / à l'axe vertical du corps. L'adduction à l'action inverse c'est à dire un rapprochement du segment / à l'axe vertical du corps
Horizontal	Formé par les axes anatomiques médio-latéral (dedans dehors) et antéro-postérieur (avant arrière). Il partage le corps en deux parties : inférieure et supérieure .	Les mouvements de rotation interne et externe s'effectuent autour de l'axe longitudinal du segment concerné.	La rotation interne amène la face antérieure du segment vers l'intérieur. La rotation externe agit à l'inverse en amenant la face antérieure du segment vers l'extérieur.

Annexe 2

Modèle anthropométrique de Zatsiorsky

La masse, la position du centre de gravité et les matrices d'inertie des différents segments corporels sont estimés à partir des équations de régression établies par Zatsiorsky (1983) exprimées sous la forme suivante :

$$y = B_0 + B_1 \cdot X_1 + B_2 \cdot X_2 + B_3 \cdot X_3 + B_4 \cdot X_4 \text{ (A.3.4.)}$$

Les coefficients B_i sont accessibles directement pour chaque segment (tableau A2.1 pour le segment jambe et tableau A2.2 pour le segment cuisse). Les différents paramètres X_i sont mesurés directement sur chacun des sujets participant à l'expérimentation.

Les paramètres X_i sont donc des données anthropométriques propres à chaque sujet associés à la longueur, la circonférence et le diamètre moyen du segment considéré.

Les masses (M) sont exprimées en kg. Les centres de gravité (CG) sont situés par hypothèse le long de l'axe de révolution du segment. Ces positions sont exprimées en cm.

Les principaux moments d'inertie au centre de gravité (I_G) sont exprimés en $\text{kg}\cdot\text{cm}^2$ dans la base principale d'inertie. Cette base est, par hypothèse, confondue avec le référentiel propre attribué à chaque segment.

On note de la façon suivante :

- ❖ I_{Gx} , le moment principal d'inertie autour de l'axe antéro-postérieur,
- ❖ I_{Gy} , le moment principal d'inertie autour de l'axe longitudinal,
- ❖ I_{Gz} , le moment principal d'inertie autour de l'axe transverse.

Segment Jambe :Table A2.1 : Coefficients B_i pour l'estimation des propriétés massique et inertielles de la jambe établis par le modèle de Zatsiorsky (1983) (r : coefficient multiple de corrélation ; $s.d.$: écart type).

	B_0	B_1	B_2	B_3	B_4	r	$s.d.$
M	-6,017	0,0675	0,0145	0,205	–	0,963	0,121
CG	0,0937	0,396	0,064	-0,041	–	0,645	1,1
I_x	-1437	28,64	3,202	21,6	–	0,964	24,3
I_y	-194,8	0,214	-3,64	8,9	–	0,583	20,5
I_z	-1489	28,97	6,48	21,5	–	0,968	23,1

La position du centre de gravité est déterminée à partir de la tubérosité tibiale antérieure.

X_1 – longueur de la jambe mesurée du point le plus proximal du bord supérieur externe de la tête du tibia (Tibiale) à l'extrémité distale du tibia (Sphyrion), en cm.

X_2 – plus petit diamètre de la jambe (distance transversale projetée entre l'extrémité des malléoles), en cm.

X_3 – circonférence moyenne de la jambe, en cm. $X_3 = \frac{C_1 + C_2 + C_3}{3}$, où C_1 est la circonférence proximale, C_2 la circonférence distale et C_3 la circonférence maximale de la jambe.

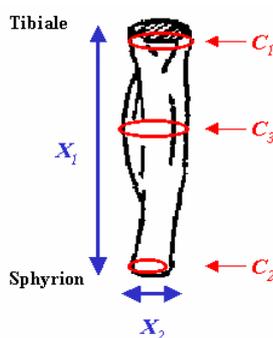


Figure A2.1. : Définition et localisation des paramètres anthropométriques X_i sur la jambe (vue antérieure – plan frontal).

Segment Cuisse :Table A2.2 : Coefficients B_i pour l'estimation des propriétés massique et inertielles de la cuisse établis par le modèle de Zatsiorsky (1983) (r : coefficient multiple de corrélation ; $s.d.$: écart type).

	B_0	B_1	B_2	B_3	B_4	r	$s.d.$
M	-17,819	0,153	0,23	0,367	–	0,933	0,572
CG	-3,655	0,478	-0,07	0,088	–	0,800	0,99
I_x	-6729	87,8	50,3	75,3	–	0,893	206
I_y	-1173	4,06	6,0	26,8	–	0,878	52
I_z	-6774	88,4	38,6	78,0	–	0,896	205

La position du centre de gravité est déterminée à partir de l'épine iliaque antéro-supérieure.

X_1 – longueur projetée de la cuisse mesurée à partir de l'épine iliaque antéro-supérieure (EIAS) jusqu'au point le plus proximal du bord supérieur externe de la tête du tibia (Tibiale), la jambe étant en supination, en cm.

X_2 – plus petit diamètre de la cuisse, *i.e.* la distance maximale horizontale entre les condyles fémoraux interne et externe, en cm.

X_3 – circonférence moyenne de la cuisse, en cm. $X_3 = \frac{C_1 + C_2 + C_3}{3}$, où C_1 est la circonférence distale mesurée 10 cm au-dessus de la rotule, C_2 la circonférence proximale mesurée approximativement 2 cm au-dessus du pli fessier et C_3 la circonférence médiane de la cuisse mesurée à la moitié de la distance entre C_1 et C_2 .

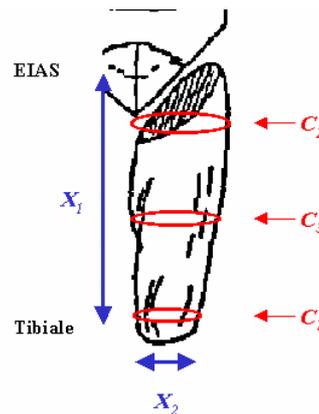


Figure A2.2. : Définition et localisation des paramètres anthropométriques X_i sur la cuisse (vue antérieure – plan frontal).

Annexe 3

Coordonnées des muscles pris en compte dans le modèle musculo-squelettique

Concernant les points d'attache musculaires, Dostal et Andrews (1981) fournissent les coordonnées de 27 muscles croisant l'articulation de la hanche déterminées à partir d'un repérage sur os secs d'après des atlas de référence. Les origines musculaires sont les points d'attache des muscles sur le segment bassin et sont exprimées dans le repère anatomique local lié au bassin. Les insertions musculaires sont les points d'attache sur le fémur et sont définies dans le repère anatomique local lié au fémur. Pour les muscles dont la ligne d'action est déviée par l'os, Dostal et Andrews (1981) définissent des points fictifs d'attache sur le segment qui dévie le muscle. Pour les muscles bi-articulaires, ces points fictifs sont définis sur le fémur au niveau des épicondyles fémoraux.

Les principaux muscles croisant l'articulation de la hanche sont décrits dans des repères anatomiques locaux permettant leur utilisation sur n'importe quel sujet (description des repères anatomiques sur la figure A3.1). La transposition des coordonnées des points origine et insertion sur un sujet quelconque est possible en appliquant des facteurs de mise à l'échelle. Ces facteurs sont déterminés en effectuant le rapport entre les coordonnées des points anatomiques osseux de référence définis par Dostal et Andrews (1981) et celles directement mesurées sur le sujet (Loizeau, 1994). Les tableaux A3.1 et A3.2 détaillent les coordonnées musculaires mises à l'échelle pour le sujet sain et le patient.

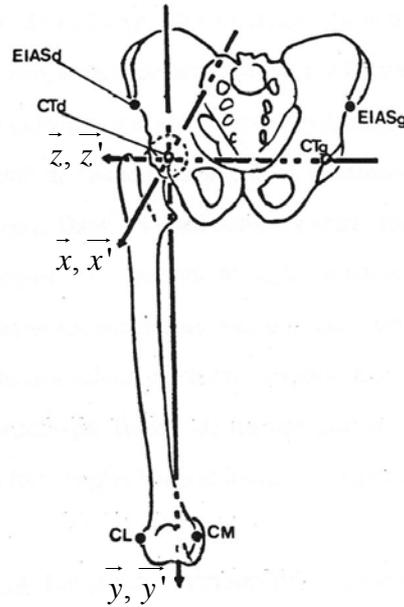


Figure A3.1 : Vue antérieure des repères anatomiques définis par Dostal et Andrews (1981). Le repère ($R_b, Oxyz$) est le repère local lié au segment bassin et ($R_f, O'x'y'z'$) est le repère local lié au segment fémur. Les marqueurs décrits sur la figure sont : les épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche (EIASd et EIASg), les centres de la tête fémorale droite et gauche (CTd et CTg, confondus avec les centres acétabulaires) et les condyles latéral (CL) et médial (CM). L'origine des repères est localisée au centre de la tête fémorale à droite.

Le facteur de correction appliqué dans la direction longitudinale est déterminé en effectuant le rapport des distances entre le centre articulaire du genou (assimilé au milieu des condyles fémoraux) et le centre articulaire de la hanche (assimilé au centre de la tête fémorale), mesurée pour notre sujet et celle rapportée par Dostal et Andrews (1981). Le facteur de correction appliqué dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure est déterminé en effectuant le rapport des distances entre les épines iliaques droite et gauche mesurée pour notre sujet et celle rapportée par Dostal et Andrews (1981).

Tableau A3.1 : Coordonnées musculaires du sujet sain décrites dans les repères anatomiques segmentaires définis par Dostal et Andrews (1981) Les origines musculaires sont définies dans le repère lié au bassin et les insertions musculaires sont définies dans le repère lié au fémur. L'unité utilisée est le mm.

MUSCLES	ORIGINE			INSERTION		
	x	y	z	z'	y'	z'
Iliopsoas	24,9	23,6	4,4	-1,8	-60,0	13,3
Moyen adducteur	36,5	-30,5	-57,8	4,4	-200,8	23,1
Petit adducteur	18,7	-44,3	-59,6	-1,8	-128,9	33,8
Grand adducteur	-42,7	-58,1	-30,3	0,9	-397,6	-27,6
Grand fessier	-77,4	66,9	-39,2	-8,0	-101,4	41,8
Moyen fessier	-1,8	129,9	16,0	-16,0	-25,6	65,0
Petit fessier	-3,6	86,6	17,8	3,6	-26,6	61,4
Biceps	-47,2	-35,4	-11,6	-20,5	-434,0	34,7
Semi-tendineux	-47,2	-35,4	-11,6	-19,6	-426,2	-35,6
Semi-membraneux	-39,2	-30,5	-7,1	-25,8	-421,2	-30,3
Couturier	45,4	66,9	44,5	-7,1	-428,1	-37,4
Droit interne	8,9	-48,2	-60,5	-12,5	-427,1	-36,5
Tenseur fascia lata	40,0	76,8	49,8	19,6	-429,1	29,4
Droit antérieur	38,3	36,4	23,1	38,3	-408,4	1,8

Tableau A3.1 : Coordonnées musculaires du patient décrites dans les repères anatomiques segmentaires définis par Dostal et Andrews (1981) Les origines musculaires sont définies dans le repère lié au bassin et les insertions musculaires sont définies dans le repère lié au fémur. L'unité utilisée est le mm.

MUSCLES	ORIGINE			INSERTION		
	x	y	z	x	y	z
Iliopsoas	27,2	21,0	4,9	-1,9	-53,4	14,6
Moyen adducteur	39,8	-27,1	-63,1	4,9	-178,4	25,2
Petit adducteur	20,4	-39,4	-65,0	-1,9	-114,6	36,9
Grand adducteur	6,8	-42,9	-59,2	-3,9	-108,5	38,8
Grand fessier	-84,4	59,5	-42,7	-8,7	-90,1	45,6
Moyen fessier	-1,9	115,5	17,5	-17,5	-22,7	70,8
Petit fessier	-3,9	77,0	19,4	3,9	-23,6	67,0
Biceps	-51,4	-31,5	-12,6	-22,3	-385,7	37,8
Semi-tendineux	-51,4	-31,5	-12,6	-21,3	-378,7	-38,8
Semi-membraneux	-42,7	-27,1	-7,8	-28,1	-374,4	-33,0
Couturier	49,5	59,5	48,5	-7,8	-380,5	-40,8
Droit interne	9,7	-42,9	-66,0	-13,6	-379,6	-39,8
Tenseur fascia lata	43,7	68,2	54,3	21,3	-381,4	32,0
Droit antérieur	41,7	32,4	25,2	41,7	-363,0	1,9

Annexe 4

Description des résultats du patient

Les résultats qui suivent sont ceux obtenus pour le patient successivement avec puis sans orthèses au cours de la phase d'appui de la marche et de la montée d'escaliers. Les figures A4.1 et A4.2 décrivent respectivement les données cinématiques du pied et de la hanche.

La figure A4.3 présente les moments intersegmentaires calculés au niveau de l'articulation de la hanche en utilisant une méthode de dynamique inverse. Ces données sont intégrées dans le modèle musculo-squelettique basé sur une méthode d'optimisation statique pour déterminer les efforts musculaires (figures A4.4 et A4.5). La réaction de contact articulaire est ensuite déduite (figure A4.6).

Cinématique du pied

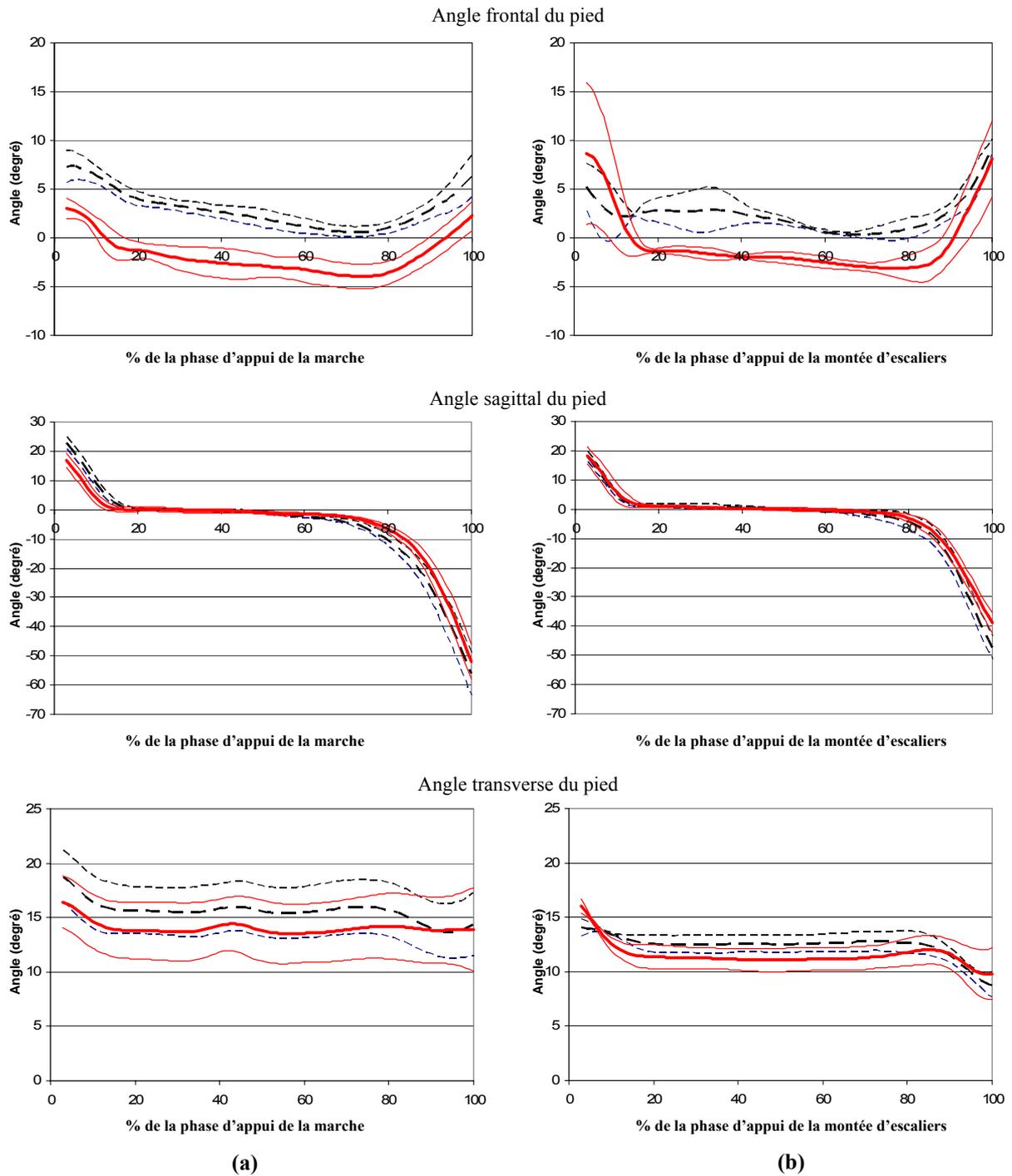


Figure A4.1 : Cinématique du pied : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). Les angles frontal, sagittal et transverse sont présentés pour le patient avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la montée d'escaliers (b). Les valeurs positives indiquent une supination du pied, une flexion du pied et une rotation externe du pied.

Cinématique de la hanche

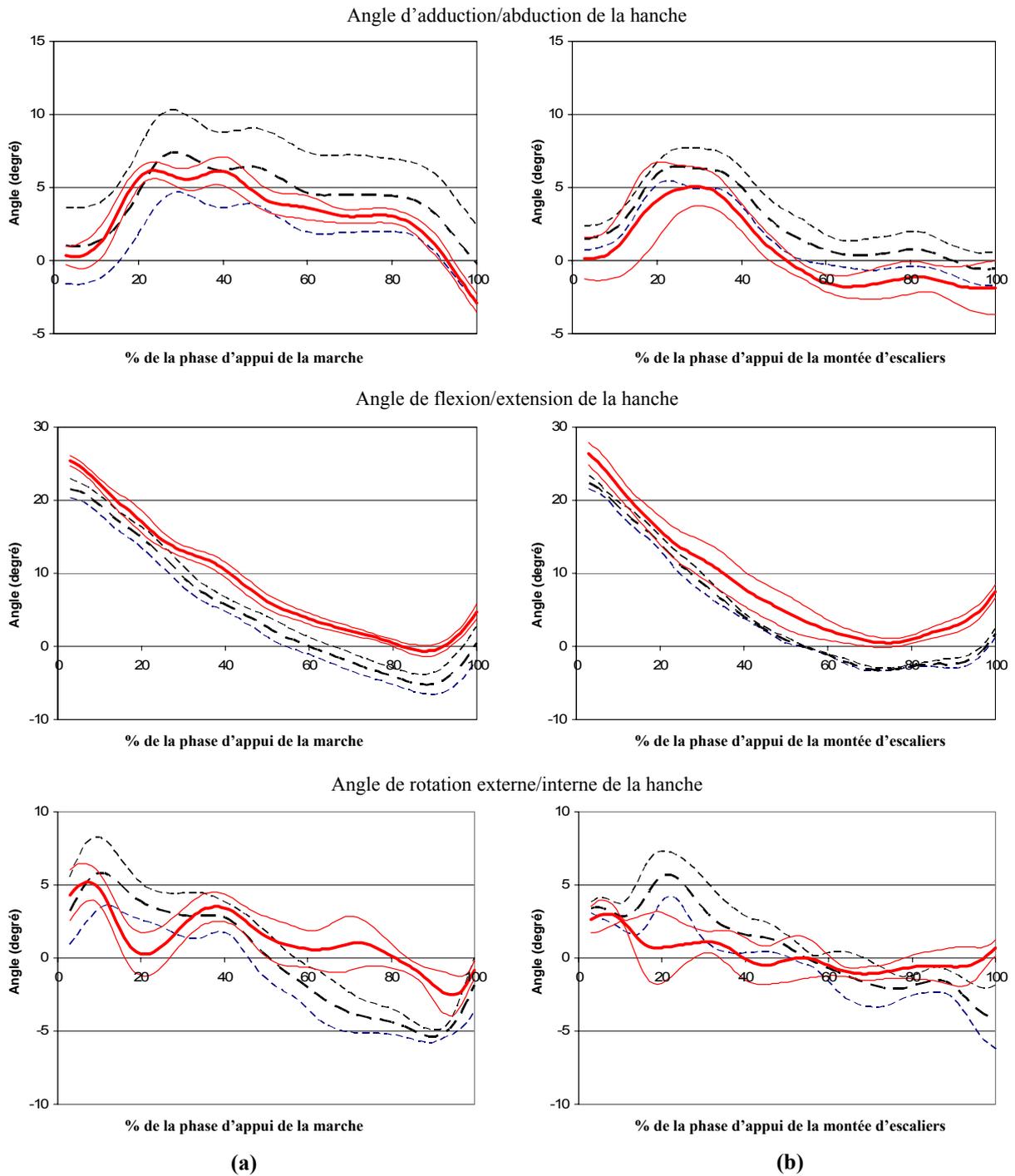


Figure A4.2 : Cinématique de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). Les angles frontal, sagittal et transverse sont présentés pour le patient avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la montée d'escaliers (b). Les valeurs positives indiquent une adduction de la hanche, une flexion de la hanche et une rotation externe de la hanche.

Moments intersegmentaires au niveau de la hanche

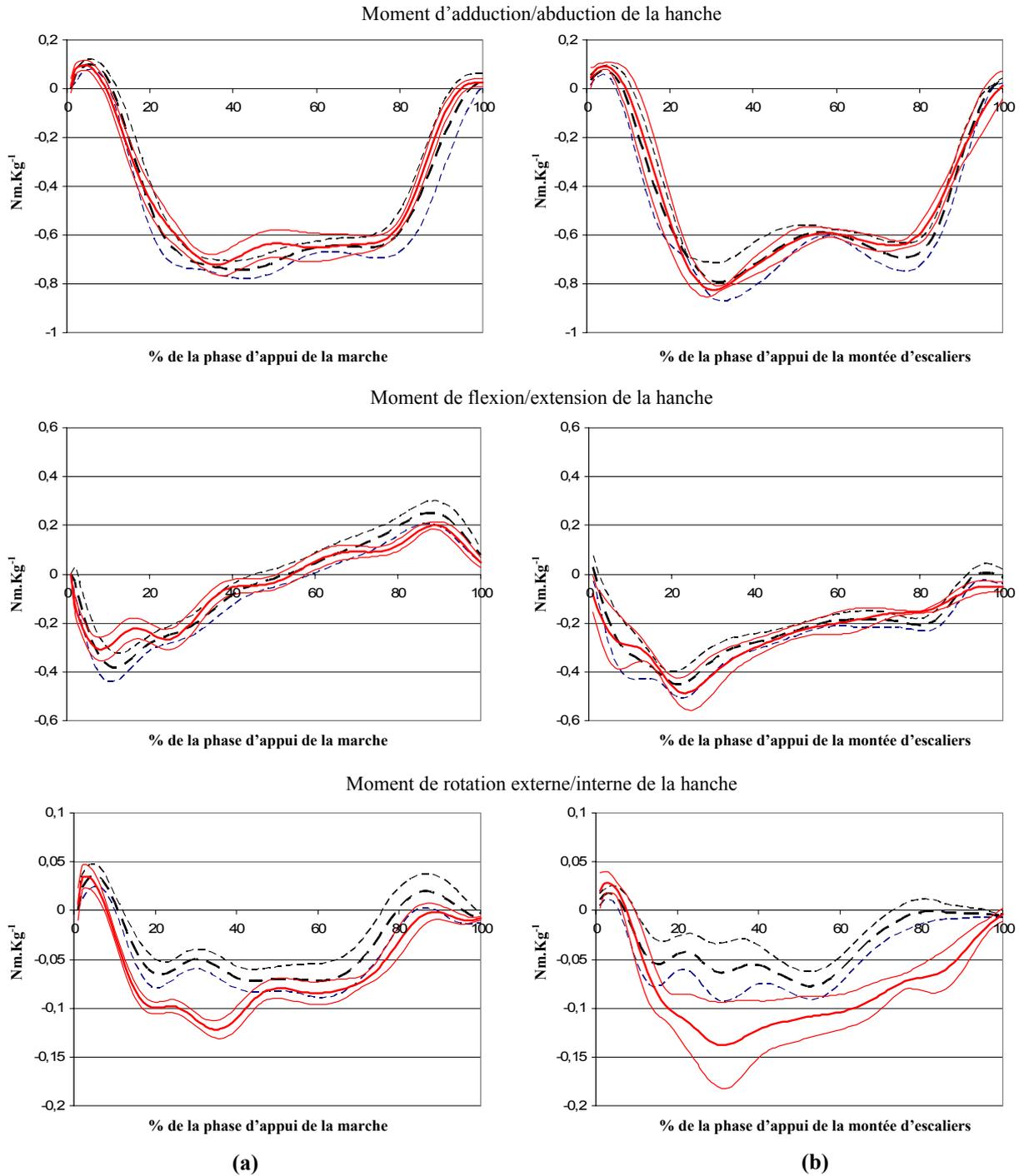


Figure A4.3 : Moments intersegmentaires déterminés au niveau de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). Les moments d'adduction / abduction, de flexion / extension et de rotation externe / interne calculés respectivement dans les plans frontal, sagittal et transverse liés au segment bassin sont présentés pour le patient avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) au cours de la phase d'appui de la marche (a) et de la montée d'escaliers (b). Les valeurs positives indiquent un moment d'adduction dans le plan frontal, un moment de flexion dans le plan sagittal et un moment de rotation externe dans le plan transverse.

Efforts musculaires agissant pendant la phase d'appui de la marche

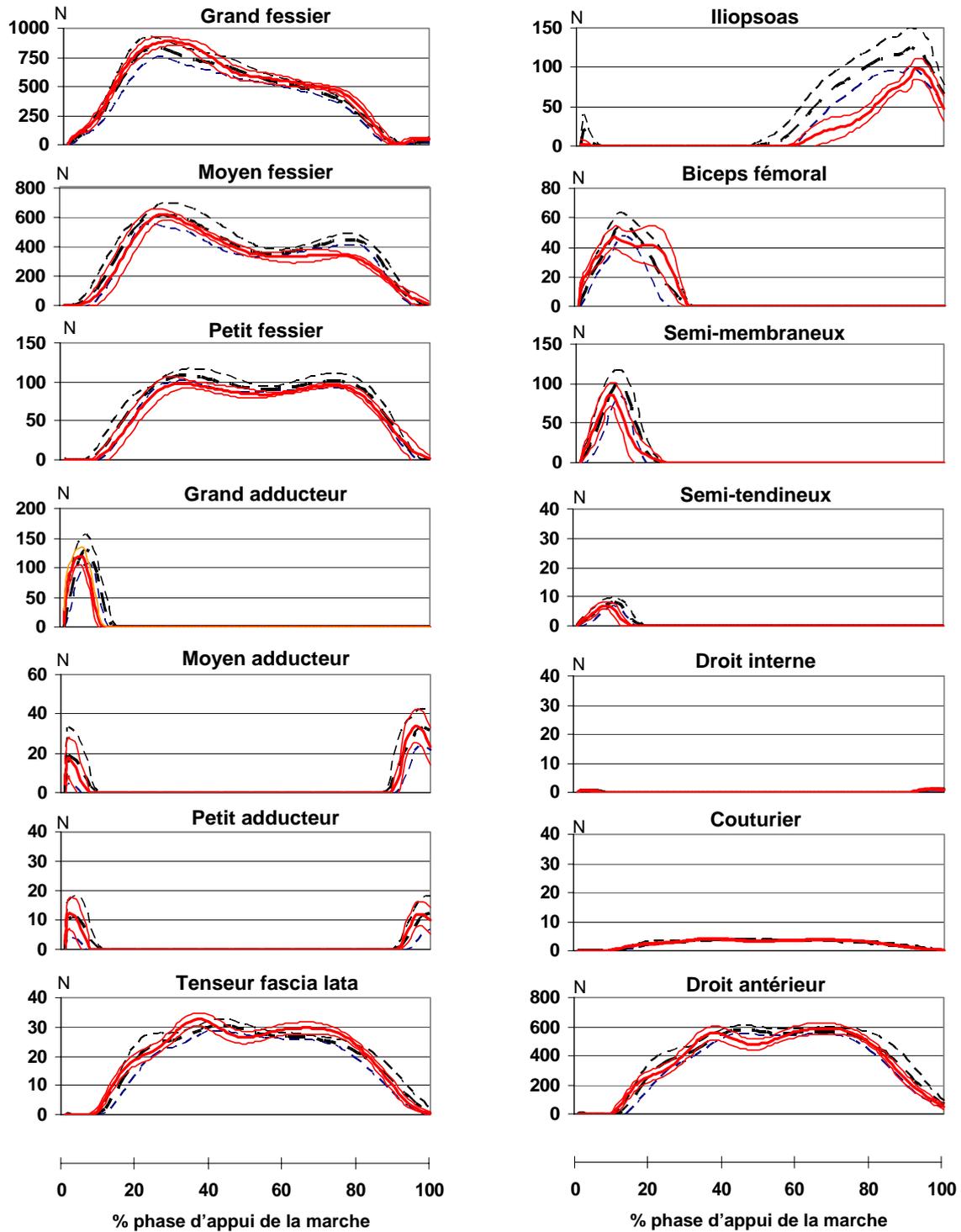


Figure A4.4 : Intensités des muscles croisant l'articulation de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). Ces intensités sont calculées au cours de la phase d'appui de la marche pour le patient avec orthèses (trait pointillé noir) et pour le patient sans orthèses (trait continu rouge).

Efforts musculaires agissant pendant la phase d'appui de la montée d'escaliers

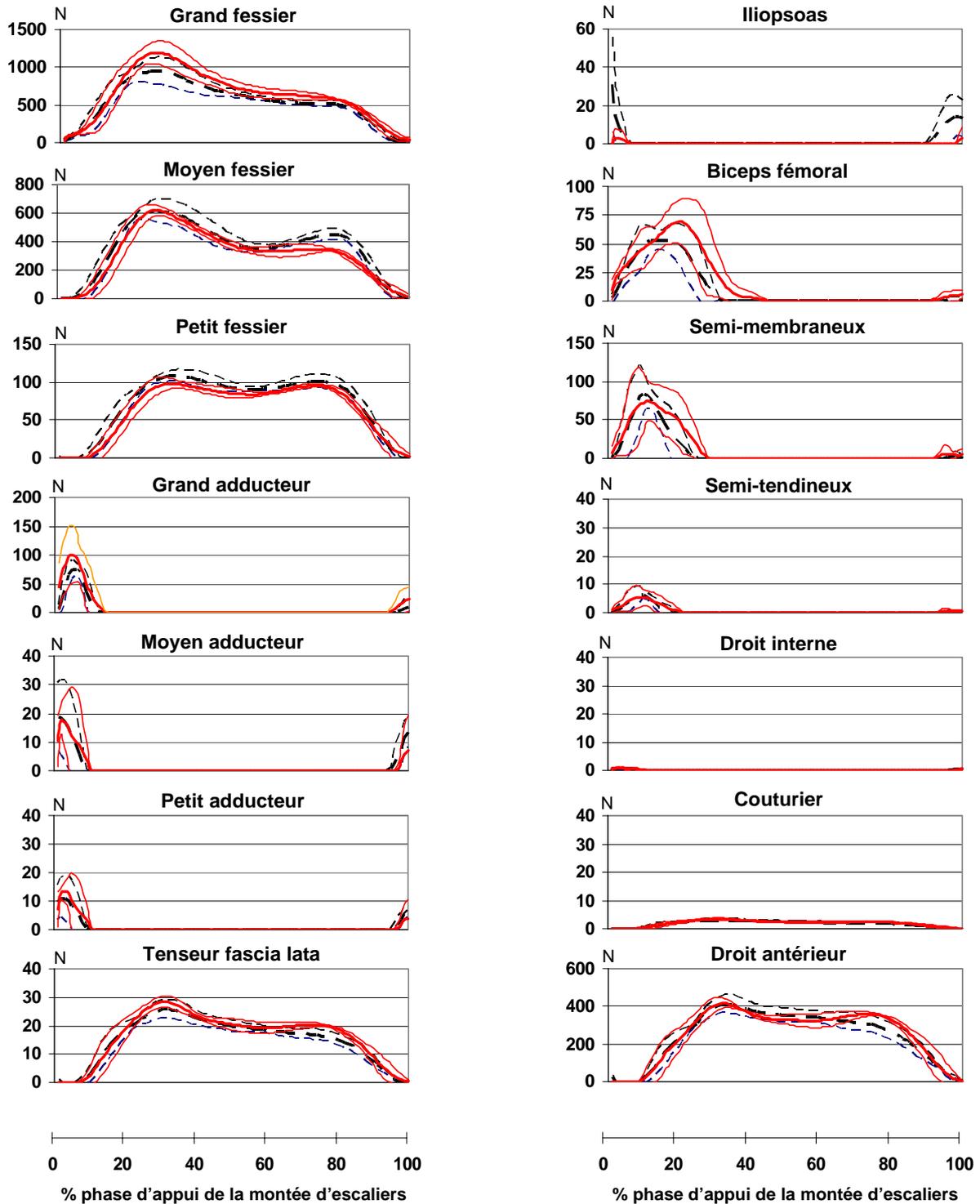


Figure A4.5 : Intensités des muscles croisant l'articulation de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). Ces intensités sont calculées au cours de la phase d'appui de la montée d'escaliers pour le patient avec orthèses (trait pointillé noir) et pour le patient sans orthèses (trait continu rouge).

Réaction de contact artulaire au niveau de la hanche

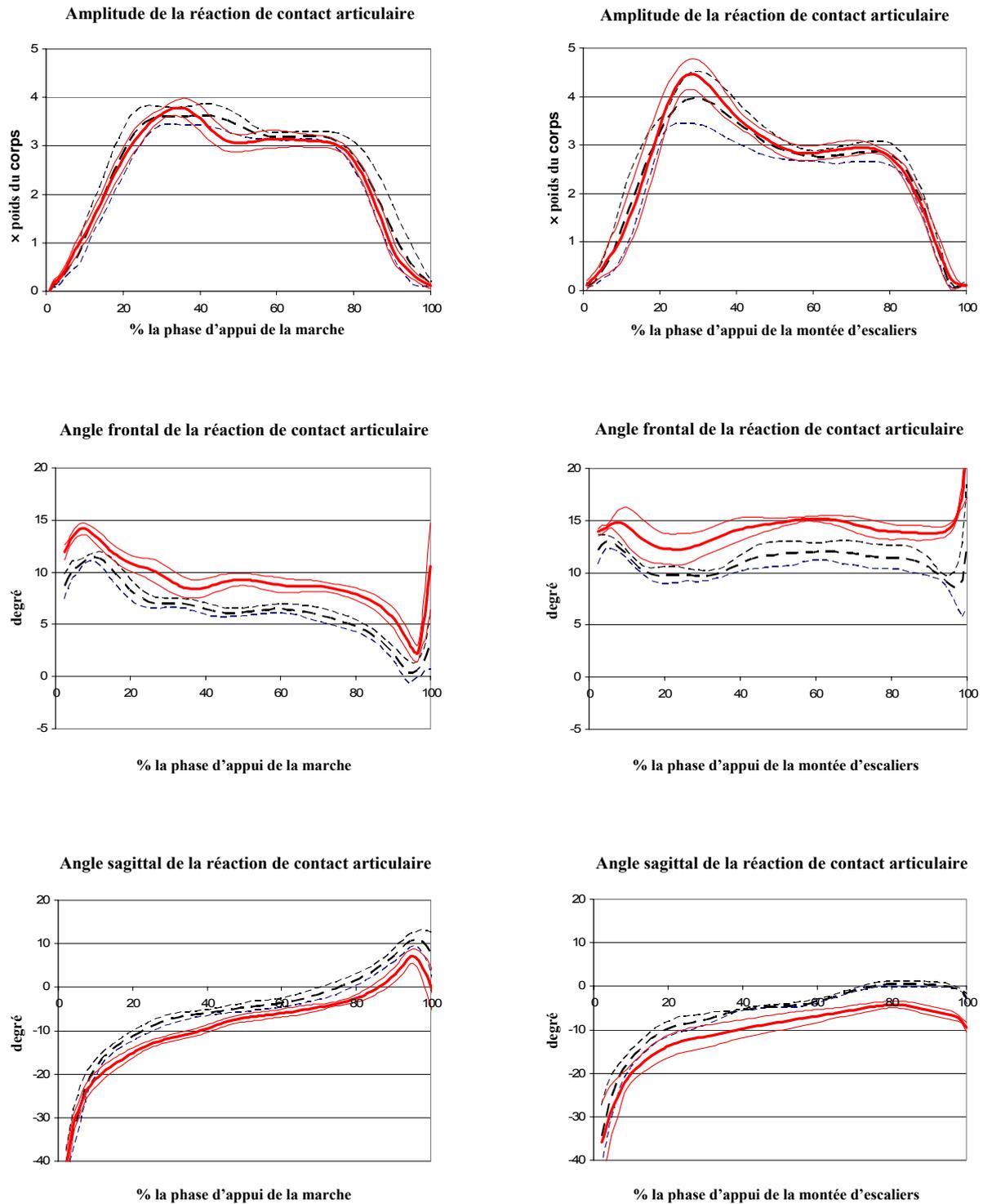


Figure A4.6 : Réaction de contact artulaire au niveau de la hanche : valeurs moyennes (trait gras) et écart-types (trait fin). L'amplitude, les angles frontal et sagittal de la réaction artulaire sont présentés pour le patient avec orthèses (trait pointillé noir) et sans orthèses (trait continu rouge) au cours de la phase d'appui de la marche (à gauche) et de la phase d'appui de la montée d'escaliers (à droite). Les valeurs positives de l'angle frontal indiquent que la réaction de contact artulaire est orientée médialement et les valeurs positives de l'angle sagittal indiquent que la réaction de contact artulaire est orientée antérieurement. (La définition des angles frontal et sagittal est précisée sur la figure 3.15 page 112).

Annexe 5

La projection stéréographique

La projection stéréographique est une méthode permettant de représenter une sphère sur un plan. Ce plan de projection P qui sépare les deux hémisphères nord et sud de la sphère, est appelé plan équatorial.

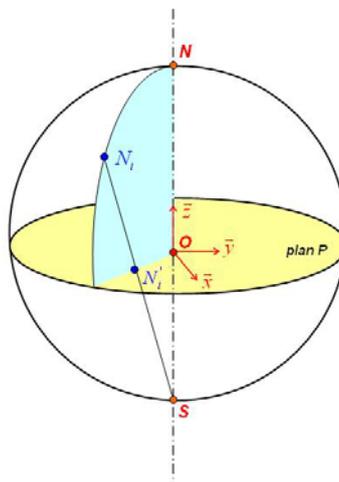


Figure A5.1 : O est le centre de la sphère, N et S sont respectivement les pôles nord et sud. Le plan P est le plan équatorial partageant la sphère en deux hémisphères nord et sud. La projection stéréographique permet de projeter le nœud N_i de la sphère sur le plan P en son point projeté N_i' .

L'algorithme permettant d'effectuer la projection des nœuds du cotyle et de la tête fémorale sur leur plan équatorial respectif est détaillé sur la figure A5.2 ci-dessous.

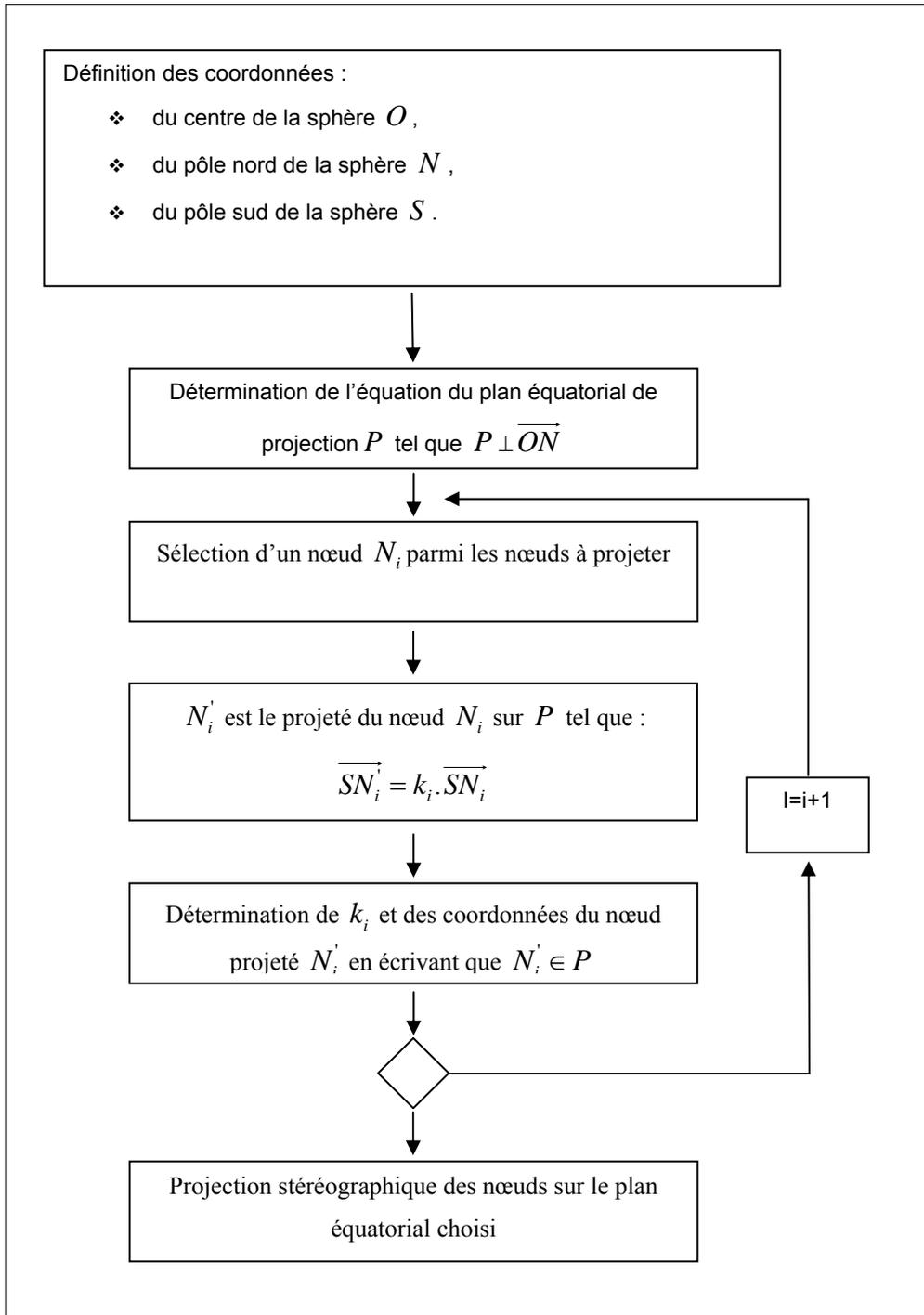


Figure A5.2 : algorithme de projection stéréographique des nœuds sur le plan équatorial de la sphère.