

Table des matières

INTRODUCTION GENERALE	7
CHAPITRE I : EVALUATION DES PATHOLOGIES OSTEO-ARTICULAIRES COURANTES.....	11
I.1 INTRODUCTION.....	11
I.2 LA MARCHE HUMAINE	12
I.2.1 Rappel des axes et plans pour l'observation des mouvements corporels.....	12
I.2.2 Rappels sur la structure osseuse du membre inférieur.....	13
I.2.2.1 Le bassin	13
I.2.2.2 La cuisse.....	14
I.2.2.3 La jambe.....	15
I.2.2.4 Le pied	16
I.2.3 Les mouvements articulaires.....	18
I.2.3.1 L'articulation de la hanche.....	18
I.2.3.2 L'articulation du genou et de la rotule.....	19
I.2.3.3 L'articulation de la cheville	20
I.2.3.4 L'articulation sous-astragalienne	21
I.2.3.5 Les articulations du pied	22
I.2.4 Synthèse des mouvements articulaires.....	23
I.2.5 Définition de la marche	23
I.3 LES PRINCIPES D'EVALUATION EN PODOLOGIE	26
I.3.1 Le bilan en décharge.....	26
I.3.2 Le bilan statique.....	27
I.3.3 Examen de la marche.....	31
I.3.4 Synthèse.....	39
I.4 PINCEMENTS LOMBAIRES, COXARTHROSE ET GONARTHROSE	41
I.4.1 Notions sur les principes de l'arthrose.....	41
I.4.2 Pincements lombaires	42
I.4.3 Coxarthrose.....	44
I.4.4 Gonarthrose	46
I.4.4.1 Arthrose fémoro-tibiale interne.....	47
I.4.4.2 Arthrose fémoro-tibiale externe	47
I.4.4.3 Arthrose fémoro-patellaire.....	48
I.4.5 Synthèse des paramètres biomécaniques patho-mécaniques.....	49
I.5 CONCEPTION DES ORTHESES PLANTAIRES	50
I.6 CONCLUSION	53
CHAPITRE II : ANALYSE DU MOUVEMENT : APPLICATION A L'ETUDE DES PATHOLOGIES DE L'APPAREIL LOCOMOTEUR.....	54
II.1 INTRODUCTION	54
II.2 HISTORIQUE	55
II.3 LES SYSTEMES DE MESURE DU MOUVEMENT	57
II.3.1 Les outils de mesure cinématique 3D.....	57
II.3.1.1 Les techniques à base de capteur	57
II.3.1.1.a Les goniomètres	57
II.3.1.1.b Les accéléromètres	59
II.3.1.1.c Les capteurs de positions magnétiques.....	61

II.3.1.2 Les systèmes optoélectroniques.....	63
II.3.1.2.a Les systèmes à marqueurs actifs	64
II.3.1.2.b Les systèmes à marqueurs passifs	64
II.3.2 Choix du système d'analyse cinématique	65
II.3.3 Les outils de mesure dynamique	66
II.3.3.1 Les systèmes à capteurs de pression.....	66
II.3.3.2 Les plates-formes de forces	67
II.3.3.3 Les tapis de marche instrumentés	68
II.3.4 Choix de l'outil de mesure dynamique	69
II.4 MATERIEL ET METHODE	69
II.4.1 Système optoélectronique VICON TM	70
II.4.1.1 Présentation du matériel	70
II.4.1.2 Phase de calibrage	71
II.4.1.3 Erreurs de mesure	71
II.4.1.3.a Erreurs instrumentales	72
II.4.1.3.b Erreurs expérimentales	72
II.4.2 Le tapis de marche ADAL TM	74
II.4.3 Synthèse	76
II.5 PROTOCOLE	76
II.5.1 Positionnement des marqueurs.....	76
II.5.2 Dispositif expérimental.....	77
II.5.3 Déroulement d'une expérience.....	78
II.6 TRAITEMENTS DES DONNEES BRUTES.....	79
II.6.1 Interpolation	79
II.6.2 Filtrage	80
II.6.3 Normalisation	80
II.6.4 Calcul des trajectoires angulaires articulaires.....	81
II.6.4.1 Modélisation anatomique du membre inférieur.....	81
II.6.4.1.a Localisation des centres articulaires	81
II.6.4.1.b Construction des repères anatomiques	82
II.6.4.2 Méthodes de calcul de la cinématique articulaire.....	83
II.6.5 Synthèse	87
II.7 CONCLUSION	88
CHAPITRE III : EVALUATION DES PATHOLOGIES OSTEO-ARTICULAIRES	
COURANTES DU MEMBRE INFERIEUR : ANALYSE CINEMATIQUE	89
III.1 INTRODUCTION	89
III.2 CARACTERISTIQUES DE LA POPULATION ETUDIEE.....	90
III.3 OBTENTION DES VARIABLES ETUDIEES	91
III.4 EVALUATION D'UNE PATHOLOGIE	93
III.5 RESULTATS.....	94
III.5.1 Analyse intra-sujets.....	95
III.5.1.1 Sujet 1.....	96
III.5.1.2 Sujet 2.....	100
III.5.1.3 Sujet 3.....	104
III.5.1.4 Sujet 4.....	108
III.5.1.5 Sujet 5.....	112
III.5.1.6 Sujet 6.....	116
III.5.1.7 Sujet 7.....	120
III.5.2 Analyse inter-sujets	124

III.5.2.1 Analyse des paramètres biomécaniques	124
III.5.2.2 Caractérisation des modèles ostéo-articulaires	127
III.6 DISCUSSION	137
III.7 CONCLUSION	141
CHAPITRE IV : CALCUL DES ACTIONS MECANQUES ARTICULAIRES DE L'APPAREIL LOCOMOTEUR : ANALYSE DYNAMIQUE.....	142
IV.1 INTRODUCTION.....	142
IV.2 MODELISATION DYNAMIQUE DU MOUVEMENT	143
IV.2.1 Rappel du principe fondamental de la dynamique	145
IV.2.2 Modélisation mécanique.....	145
IV.2.2.1 Modélisation géométrique.....	146
IV.2.2.2 Choix de la modélisation géométrique du membre inférieur.....	147
IV.2.2.3 Modélisation inertielle	147
IV.2.2.3.a Modèles anthropométriques proportionnels.....	149
IV.2.2.3.b Modèles anthropométriques géométriques	150
IV.2.2.4 Choix de la modélisation inertielle du membre inférieur	150
IV.2.3 Formalismes de résolution des équations du mouvement	151
IV.2.3.1 Méthodes récursives.....	151
IV.2.3.2 Méthodes de calcul parallèle.....	152
IV.2.3.3 Synthèse	152
IV.2.4 Modèle mécanique du membre inférieur.....	152
IV.3 RESULTATS	156
IV.3.1 Analyse intra-sujets	157
IV.3.1.1 Sujet 1	157
IV.3.1.2 Sujet 2	160
IV.3.1.3 Sujet 3	163
IV.3.1.4 Sujet 4	166
IV.3.1.5 Sujet 5	169
IV.3.1.6 Sujet 6	172
IV.3.1.7 Sujet 7	175
IV.3.2 Liaisons entre les paramètres cinématiques et dynamiques.....	177
IV.4 DISCUSSION.....	182
IV.5 CONCLUSION	186
CHAPITRE V : CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES	188
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	193
ANNEXES.....	204
ANNEXE A: DEFINITION DES REPERES SEGMENTS.....	204
ANNEXE B: REPRESENTATION CLINIQUE DES DEPLACEMENTS DES SEGMENTS DU MEMBRE INFERIEUR	207
ANNEXE C: RESULTATS POUR TOUS LES SUJETS	209
ANNEXE D: MODELISATION INERTIELLE DU PIED	238
ANNEXE E: PROGRAMME DE MODELISATION DU MEMBRE INFERIEUR SOUS FORME D'UN SCHEMA BLOC DANS SIMULINK	239
ANNEXE F: MODULE DE CALCUL DE LA REPARTITION DES FORCES SOL/PIED AU NIVEAU DU TALON ET DU PREMIER METATARSIEN AU MOYEN D'UN DECOUPAGE FLOU.....	241

Introduction générale

Les troubles musculo-squelettiques de l'appareil locomoteur provoquent chez de nombreuses personnes des situations très invalidantes dans le cadre de la vie quotidienne. Ils sont la seconde cause d'invalidité après les maladies cardio-vasculaires et touchent environ 40% de la population française. En fonction de l'âge, ils ont une prévalence d'environ 9% à 20 ans, 17% à 34 ans et atteignent 80% pour les plus de 65 ans (source : Institut UPSA de la douleur). De surcroît, ces affections sont coûteuses à la communauté. L'hospitalisation, l'intervention et le séjour en centre de convalescence coûtent entre 10 000 et 20 000 € pour une prothèse de hanche "standard". Ils sont remboursés en totalité par la sécurité sociale. L'apparition précoce des symptômes est communément liée au type de profession et/ou à la pratique de sport. Elle induit souvent l'arrêt de l'activité pour un repos d'une durée pouvant atteindre plusieurs mois. L'orthopédie donne aujourd'hui la possibilité de corriger les origines de ces troubles conduisant à des pathologies douloureuses et invalidantes (douleurs articulaires, douleurs musculaires, tendinites, etc.). Ainsi, elle offre de nouvelles perspectives de prévention dans la correction des défauts fonctionnels de l'appareil locomoteur, et peut dans certains cas éviter ou retarder des traitements chirurgicaux plus lourds.

Le traitement de correction par orthèses repose sur le concept innovant de la « rééquilibration fonctionnelle » des efforts transmis dans la chaîne osseuse et musculaire. En d'autres termes, il s'agit de corriger les anomalies cinématiques de l'appareil locomoteur, pour uniformiser les efforts sur les surfaces articulaires, et réduire ainsi les pressions sur les zones surchargées. Par conséquent, l'orthèse conduit à une dynamique mécanique de moindre contrainte, en « réajustant » la position des centres articulaires lors des phases du mouvement. Les gains fonctionnels se traduisent par un rétablissement de la congruence entre les articulations, et une réduction potentielle de l'usure localisée des cartilages pouvant conduire à une arthrose prématurée (pathologie ostéo-articulaire). Les travaux de recherche présentés dans ce mémoire se situent dans ce cadre, et se basent sur ces notions initiatrices qui suscitent un intérêt grandissant dans la communauté scientifique (Doriot, 2001; Chèze, 2003).

En effet, l'appareil locomoteur constitue une chaîne osseuse et musculaire. Le pied est l'origine de la transmission des efforts sur la chaîne articulaire. Son comportement au sol par le biais de ses appuis conditionne les trajectoires des entités segmentaires en aval. Il y a donc, une interdépendance articulaire dont le pied est le principal guide. La biomécanique des

défauts de positionnement du pied en charge (ses appuis sur le sol) peut entraver le bon fonctionnement de la chaîne osseuse du membre inférieur. Elle constitue une cause dans l'apparition de troubles ostéo-articulaires. De ce fait, la semelle peut agir sur la biomécanique du pied en modifiant les appuis plantaires. Ces modifications rééquilibrent la chaîne articulaire et permettent ainsi aux membres inférieurs de retrouver un fonctionnement plus physiologique. Cependant, malgré une efficacité clinique reconnue des semelles correctrices thermoformées, son étude reste limitée (Nester, 2002). Effectivement, les diagnostics pratiqués en podologie, reposent sur l'observation visuelle de la marche. Ils ne s'appuient donc pas sur une caractérisation objective des dysfonctionnements de l'appareil locomoteur.

Sur ce sujet, une des thématiques de la biomécanique est d'apporter de nouvelles connaissances sur la mécanique et le fonctionnement de l'activité locomotrice humaine. Cette thématique confère à notre étude l'importante mission de compléter et d'uniformiser les connaissances qui sont, d'un point de vue clinique, la compréhension des dysfonctionnements et l'évaluation thérapeutique quantitative des défauts de l'appareil locomoteur. Le développement d'outils d'analyse gestuelle biomécanique donne, d'ores et déjà, des moyens expérimentaux pour contribuer à répondre à ces problèmes complexes.

Dans ce cadre, notre travail de biomécanicien s'attache à mieux comprendre les processus déambulatoires anormaux de la locomotion, dans l'apparition des principales pathologies telles que la lombalgie, la coxalgie et la gonalgie (celles-ci constituent la majeure partie des consultations en orthopédie). Il s'agira notamment de répondre à deux objectifs :

- identifier les paramètres biomécaniques pertinents pour caractériser les mouvements articulaires dans le bon fonctionnement (avec semelle) et le dysfonctionnement (sans semelle) du membre inférieur,
- et établir avec ceux-ci les liens des couplages articulaires pour mettre en lumière l'implication des appuis du pied dans le dysfonctionnement de la chaîne segmentaire.

Pour atteindre ces objectifs, les aspects statiques (structure squelettique), cinématiques (déplacements des segments) et dynamiques (efforts articulaires) du mouvement des membres inférieurs seront abordés pour étudier l'influence des semelles. Dans ce sens, nous avons mis en place un protocole expérimental pour quantifier ces paramètres biomécaniques. De

l'analyse de nos résultats, nous extrairons les caractéristiques des mouvements segmentaires en défaut et étudierons leurs liens éventuels dans la détérioration anormale des surfaces articulaires. La démarche analytique présentée dans ce document est divisée en cinq chapitres.

Le **premier chapitre** présentera l'anatomie fonctionnelle et la physiologie articulaire du membre inférieur. Nous rappellerons ensuite les grands principes et notions associés à la description de la marche humaine. Nous détaillerons les origines et les moyens de traiter les pathologies ostéo-articulaires (arthroses et pincements articulaires) et l'intérêt d'agir sur la cause du problème (dysfonctionnement du pied) et non sur sa conséquence (douleur). Une étude des principes d'examens appliqués en orthopédie conduira, dans le deuxième chapitre, à la mise en place d'un protocole expérimental. Elle permettra d'affiner les paramètres biomécaniques pertinents à prendre en compte pour prévenir les pathologies ostéo-articulaires les plus courantes. En complément, une revue de littérature nous éclairera sur les paramètres étudiés par les scientifiques pour décrire les pathologies examinées dans ce mémoire. Enfin, nous décrirons les actions des éléments correcteurs des semelles sur les défauts de positionnement du pied suivant les phases d'appui du cycle de marche.

Le **deuxième chapitre** présentera le protocole expérimental développé pour analyser les dysfonctionnements de l'appareil locomoteur. Il présentera notamment une brève synthèse des systèmes de mesure employés en biomécanique. Ensuite, nous nous focaliserons sur les procédures d'acquisition des données de la marche. Celle-ci sera effectuée à l'aide de deux outils de mesure (VICON et tapis de marche ADAL). Pour terminer ce chapitre, les traitements et méthodes de calcul des paramètres cinématiques seront précisés.

Le **troisième chapitre** rendra compte des résultats expérimentaux entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle. Une analyse quantitative contribuera à identifier les paramètres pertinents dans l'évaluation de pathologies. Ceux-ci dresseront les modèles patho-mécaniques responsables des dysfonctionnements. Enfin, nous mettrons en évidence les couplages articulaires, et par conséquent l'influence mécanique des défauts de positionnement du pied dans le fonctionnement symptomatique du membre inférieur.

La modélisation biomécanique du membre inférieur, présenté dans le **quatrième chapitre**, contribuera notamment à quantifier les paramètres cliniquement inobservables, à partir de données expérimentales. Elle donne accès aux paramètres dynamiques, indispensables à une caractérisation plus complète du mouvement, afin de mettre en relation

la biomécanique désordonnée et les contraintes articulaires pouvant être responsables de l'usure anormale des cartilages.

Pour clôturer ce mémoire, nous apporterons, dans le **cinquième** et dernier **chapitre**, une conclusion générale sur les résultats de cette étude, et poseront enfin les implications scientifiques ainsi que les enjeux technologiques soulevés par ce travail.

Rapport-Gratuit.com

CHAPITRE I : Evaluation des pathologies ostéo-articulaires courantes

I.1 Introduction

Les orthopédistes et les podologues se basent sur l'observation du mouvement pour déceler les anomalies de la marche. Leur diagnostic s'effectue ainsi de manière qualitative. L'invention des systèmes d'analyse du mouvement d'une part, et la modélisation biomécanique du corps d'autre part, permettent dorénavant de mesurer précisément les données cinématiques et dynamiques de l'appareil locomoteur. Ainsi, il devient possible de réaliser l'étude quantitative des dysfonctionnements du membre inférieur. Dès lors, il convient d'identifier les paramètres biomécaniques essentiels pour évaluer les pathologies.

Pour répondre à cet objectif, la littérature nous fournit d'abondantes informations sur la physiologie articulaire et fonctionnelle du membre inférieur, mais aussi sur ses désordres. Ainsi, nous rapprocherons les données de la littérature avec les examens pratiqués en podologie pour identifier et synthétiser les paramètres biomécaniques impliqués dans l'apparition de pathologies de l'appareil locomoteur. Nous nous focaliserons sur les pathologies ostéo-articulaires qui font l'objet de consultations courantes en orthopédie comme il en est pour la lombarthrose, la gonarthrose et la coxarthrose.

Par conséquent, ce chapitre a pour but de présenter l'ensemble des paramètres biomécaniques pertinents pour déterminer l'état de la chaîne articulaire du membre inférieur. Dans ce cadre, la configuration normale de la structure osseuse ainsi que son fonctionnement physiologique seront tout d'abord décrits. Cette étape nous permet d'aborder les principes utilisés en podologie pour caractériser les pathologies ostéo-articulaires courantes par des modèles « patho-mécaniques ». De cette manière, nous synthétiserons les paramètres biomécaniques responsables des symptômes articulaires. Puis, nous aborderons les mécanismes de rectification du mouvement du pied induits par les orthèses plantaires. Cette partie nous conduira à illustrer leurs actions de correction sur les appuis du pied pour empêcher les déviations ostéo-articulaires. L'effet correcteur sera la base principale pour notre étude sur l'organisation fonctionnelle de l'appareil locomoteur. La configuration du mouvement du système locomoteur sera représentée par l'évolution des paramètres biomécaniques que nous aurons mesurée entre les modalités : pied sans et avec semelle (chapitres III et IV). Enfin, nous clôturerons ce chapitre par la démarche retenue pour

étudier dans les meilleures conditions nos paramètres biomécaniques (chapitre II).

I.2 La marche humaine

Les informations relatives à la description fonctionnelle du membre inférieur exploitées dans ce paragraphe proviennent des ouvrages de Calais-Germain (1986), Brizon et Castaing (1988), Bouchet et Cuilleret (1995) et Kapandji (1996). Ils constituent une base indispensable pour étudier la physiologie articulaire du membre inférieur et les paramètres anatomiques qui la caractérisent. En effet, dès que ces paramètres s'écartent de la « norme physiologique », ils sont considérés comme anormaux, donc susceptibles d'être impliqués dans une ou plusieurs pathologies.

I.2.1 Rappel des axes et plans pour l'observation des mouvements corporels

En biomécanique, les mouvements sont généralement décrits dans un référentiel. Ce dernier comporte trois plans et trois axes décrits sur la Figure I.1.

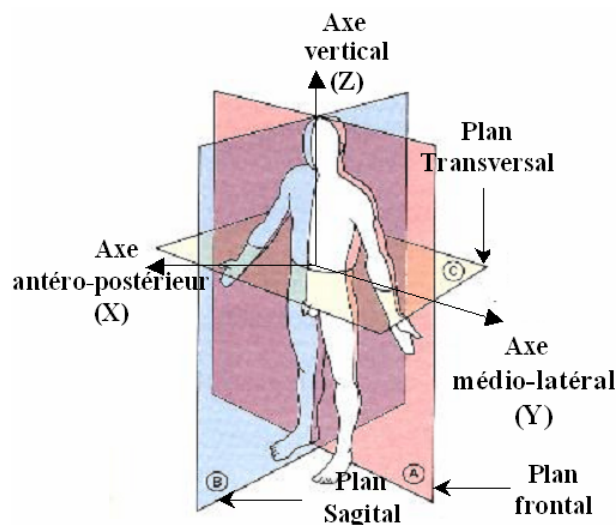


Figure I.1 : Axes et plans anatomiques de référence (d'après Williams, 1986)

I.2.2 Rappels sur la structure osseuse du membre inférieur

L'étude biomécanique du mouvement humain s'appuie sur une description anatomique des membres impliqués dans le geste ou la posture analysée. Dans notre étude, cet aspect est d'autant plus important que la connaissance de malformations du système squelettique peut nous apporter des éléments de réponses quant aux causes des pathologies.

Le squelette constitue la charpente du corps humain, sur laquelle les muscles se fixent. Il s'articule par le biais de ses différentes structures segmentaires liées par des articulations de façon à permettre la mobilité du corps. En anatomie, on divise le membre inférieur en quatre structures (ou segments), le bassin (ou pelvis), la cuisse, la jambe et le pied, reliées entre elles par trois groupes articulaires, la hanche (ou articulation coxo-fémorale), le genou et la cheville.

I.2.2.1 Le bassin

Le bassin est classiquement décomposé en trois éléments osseux (Figure I.2) (Kapandji, 1996):

- un élément central et postérieur : la colonne vertébrale fixe, constituée du sacrum et du coccyx,
- deux os paires et symétriques : les os coxaux nommés aussi os iliaques.

Les deux os iliaques sont unis au sacrum par les articulations sacro-iliaques en arrière et par la symphyse pubienne en avant. Ces os présentent une petite mobilité entre eux (de quelques millimètres) destinée à amortir les mouvements.

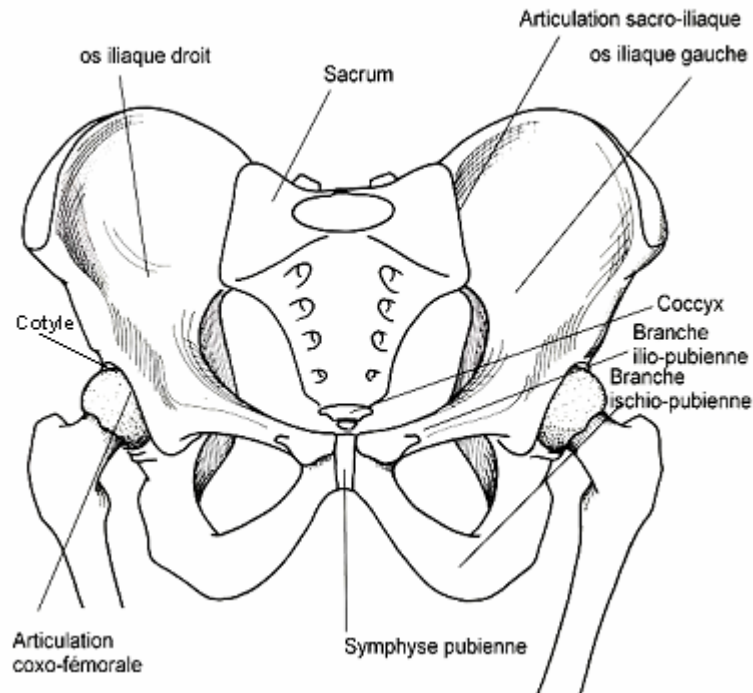


Figure I.2 : Anatomie du bassin (d'après Brizon, 1988)

Le pelvis sert de structure de liaison entre le tronc par l'articulation de la colonne vertébrale (liaison L5/S1 : 5^{ème} vertèbre lombaire/sacrum) et donne attache sur les côtés aux membres inférieurs par les articulations coxo-fémorales (hanches) entre le cotyle et la tête fémorale. Le cotyle, appelé aussi acétabulum, est une cavité hémisphérique située sur la face externe de l'os iliaque, où la tête fémorale s'emboîte.

I.2.2.2 La cuisse

La cuisse est constituée d'un seul os, le fémur (Figure I.3). C'est un os long, constitué d'un corps (diaphyse) et de deux extrémités, une supérieure (épiphyse proximale : extrémité proche du tronc) et une inférieure (épiphyse distale : loin du tronc). L'épiphyse proximale présente la tête fémorale, formant les deux tiers d'une sphère, dirigée en haut, en dedans et un peu en avant. Le col unit la tête aux trochanters et forme avec la diaphyse un angle physiologique dit d'inclinaison ($I \approx 125^\circ$) dans le plan frontal. De la même manière, celui-ci présente avec l'axe des condyles un angle physiologique de déclinaison ou d'antéversion ($D \approx 30^\circ$) dans le plan horizontal (torsion interne physiologique de l'axe longitudinal du fémur). Le grand trochanter se situe à la partie basse du col. L'épiphyse distale présente une surface articulaire composée de deux éléments en demi-cercles, les condyles. Une surface

concave, la trochlée, sépare les condyles.

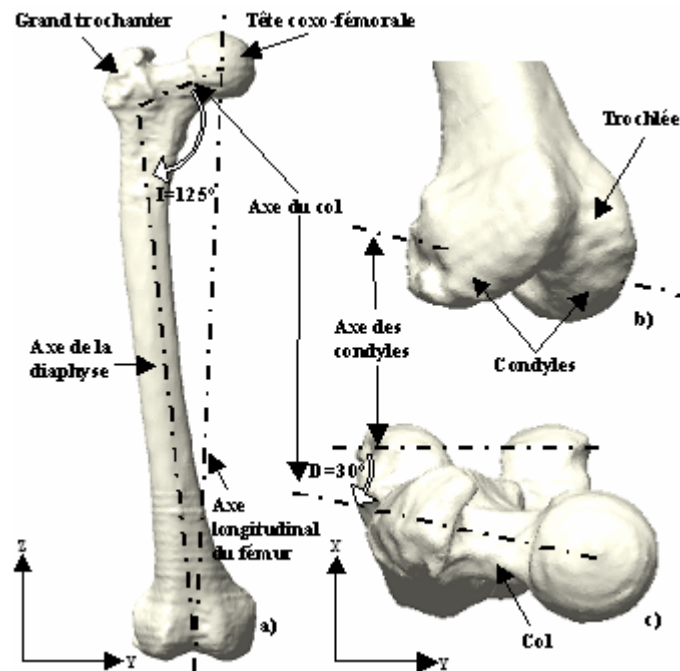


Figure I.3 : Fémur droit (d'après Kapandji, 1996) ; a) plan frontal, I : angle d'inclinaison, b) extrémité inférieure, D : angle de déclinaison, c) plan horizontal.

Ces derniers n'ont pas les mêmes courbures, le condyle interne est plus convexe que l'externe. Ils s'articulent avec les glènes du tibia pour former l'articulation du genou.

I.2.2.3 La jambe

La jambe est composée de deux os, le tibia et le péroné qui sont à la fois solidaires et mobiles lors des mouvements de la cheville (Figure I.4). Le tibia est un os long, constitué d'une diaphyse et de deux épiphyses. A l'épiphyse proximale se trouve le plateau tibial qui présente deux surfaces articulaires concaves, les glènes. Sur la face antérieure du plateau se situe la tubérosité antérieure du tibia (TTA). La partie distale du tibia et du péroné constitue la mortaise tibio-péronière ou la pince tibiale malléolaire. Celle-ci forme une articulation prismatique constituée de la malléole tibiale (interne), de la face interne concave de l'extrémité inférieure du tibia et de la malléole externe appartenant au péroné.

Il existe une torsion physiologique externe du squelette jambier ($T \approx 20^\circ$) entre l'axe des compartiments tibiaux et l'axe des malléoles. En effet, la malléole externe est en arrière

par rapport à la malléole interne, ceci est dû à la position de retrait du péroné par rapport au tibia. Cette torsion permet d'axer correctement le pied sur le reste du squelette jambier lors de la marche.

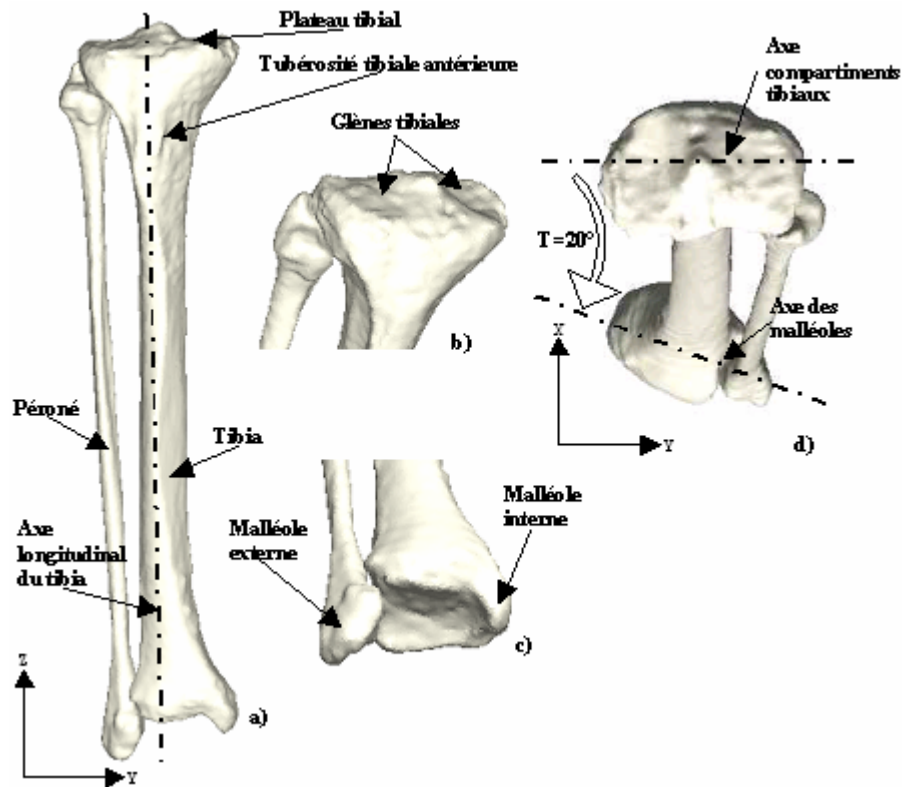


Figure I.4 : Tibia et péroné droit (d'après Kapandji, 1996) ; a) plan frontal, T : angle de torsion externe du squelette jambier, b) plateau tibial, c) mortaise tibio-péronière, d) plan horizontal.

La mortaise tibio-péronière s'emboîte sur l'astragale pour former l'articulation de la cheville.

I.2.2.4 Le pied

Le pied est composé de 26 os organisés en voûte. On distingue trois groupes d'os, l'arrière-pied, le médio-pied et l'avant-pied (Figure I.5). Le squelette de l'arrière-pied est formé de deux os, le calcanéum et l'astragale. L'astragale est situé au-dessus du calcanéum. A l'avant, une surface convexe sur l'astragale correspond à une surface concave sur le calcanéum. A l'arrière, une surface concave sur l'astragale correspond à une surface convexe sur le calcanéum. L'articulation de ces deux os s'appelle l'articulation sous-astagalienne. Le médio-pied ou tarse antérieur est assemblé de cinq os, le scaphoïde, le cuboïde et les trois os

cunéiformes. L'avant-pied se présente comme un groupement de cinq colonnes de petits os formant des rayons qui sont composés chacun d'un métatarsien et de phalanges formant le squelette de l'orteil. On nomme premier rayon la colonne des os formant le gros orteil et ainsi de suite pour les suivants.

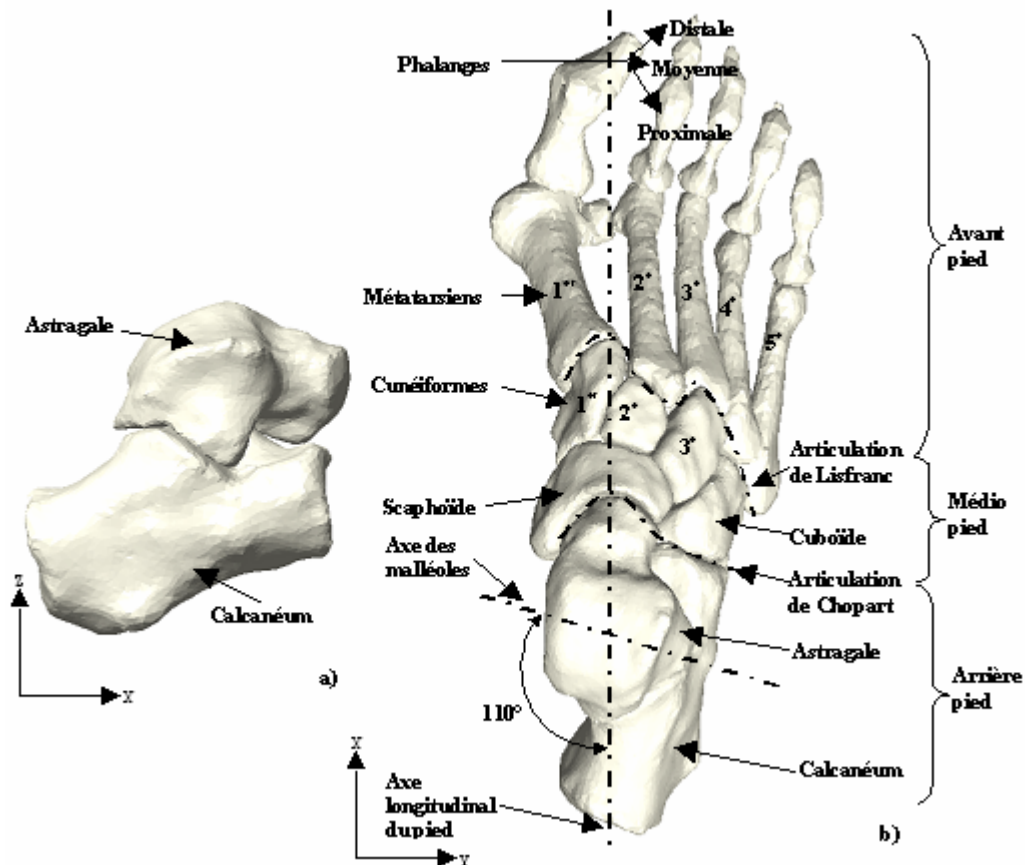


Figure I.5 : Os et articulations du pied (d'après Kapandji, 1996) ; a) arrière-pied (plan sagittal), b) arrière-pied, médio-pied et avant-pied (plan horizontal).

L'arrière-pied est raccordé au médio-pied par l'articulation médio-tarsienne (ou interligne de Chopart). L'articulation tarso-métatarsienne (ou interligne de Lisfranc) unit le médio-pied à l'avant des cunéiformes et du cuboïde avec l'avant-pied à l'arrière des bases métatarsiennes. Les têtes des métatarsiens et les premières phalanges sont reliées par les articulations métatarso-phalangiennes. Les phalanges sont assemblées par les articulations inter-phalangiennes.

I.2.3 Les mouvements articulaires

Les débattements déficients ou anormaux des articulations peuvent être le signe d'une pathologie émergente. Effectivement, une articulation ankylosée peut être le début d'une usure anormale du cartilage. Il est donc nécessaire de connaître les mouvements physiologiques et les butées articulaires dans l'évaluation d'une pathologie.

I.2.3.1 L'articulation de la hanche

Les mouvements de la hanche peuvent se faire dans tous les plans de l'espace (Figure I.6) et sont décrits à partir de la position de rectitude dans la station debout. En effet, cette articulation est une énarthrose possédant les propriétés mécaniques d'une liaison rotule. Cette liaison confère au fémur trois degrés de liberté en rotation par rapport aux axes de référence (Figure I.1). Ainsi, les mouvements de flexion/extension s'effectuent dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral. La flexion rapproche les faces antérieures de la cuisse et du tronc. Inversement, l'extension rapproche les faces postérieures de la cuisse et du tronc. Le mouvement par lequel la cuisse se déplace vers l'intérieur est appelé adduction. L'abduction est le mouvement qui rapproche les faces externes de la cuisse et du tronc. Les mouvements d'adduction/abduction s'effectuent autour de l'axe antéro-postérieur dans le plan frontal. Les mouvements de rotation interne/externe de hanche font tourner la jambe sur l'axe longitudinal du fémur. Ils s'effectuent autour de l'axe vertical dans le plan horizontal. Le pied s'oriente en dedans pour le mouvement de rotation interne et vice versa pour la rotation externe.

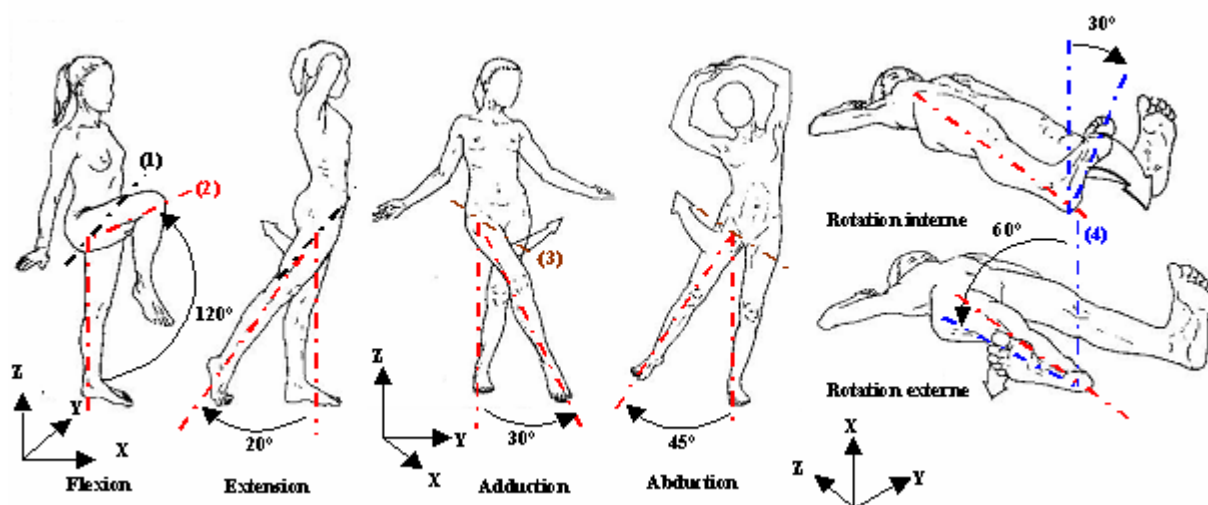


Figure I.6 : Les mouvements de la hanche (d'après Calais-Germain, 1986) ; (1): axe médio-latéral, (2) : axe longitudinal du fémur, (3) : axe antéro-postérieur, (4) : axe longitudinal du pied.

I.2.3.2 L'articulation du genou et de la rotule

Les mouvements du genou s'effectuent autour de deux axes (Figure I.7). Les mouvements de flexion/extension du genou se font dans le plan sagittal suivant l'axe des condyles. Le mouvement qui rapproche les faces postérieures de la jambe et de la cuisse est appelé flexion. L'extension est le mouvement retour, depuis la flexion jusqu'à la position de référence. La position de référence est l'axe de la jambe situé dans le prolongement de l'axe de la cuisse. Le mouvement d'extension n'existe pas, sauf dans le cas d'une hyperextension ou récurvatum. Le genou possède aussi des mouvements de rotation dans le plan horizontal suivant l'axe longitudinal du tibia. La rotation du tibia sous le fémur n'est possible que si le genou est fléchi car les ligaments coapteurs sont détendus. La rotation interne porte la tubérosité du tibia en dedans et vice versa pour la rotation externe. Lors de la flexion, une rotation interne automatique (6° environ entre l'axe des condyles et l'axe des plateaux tibiaux) se produit et inversement pour l'extension. Elle a lieu surtout en fin d'extension ou en début de flexion. La position de verrouillage du genou est l'extension complète (l'axe des condyles et l'axe des plateaux tibiaux sont parallèles).

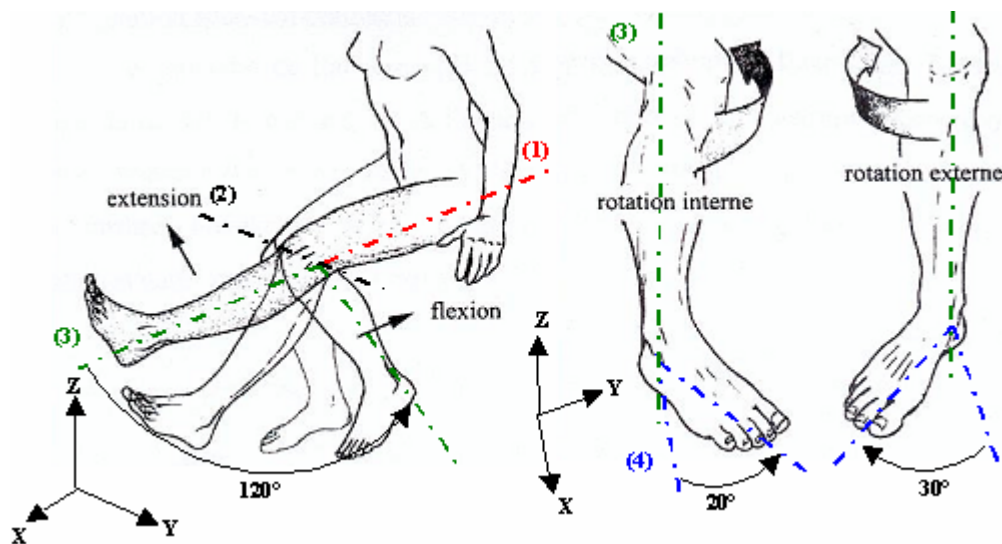


Figure I.7 : Les mouvements du genou (d'après Calais-Germain, 1986) ; (1) : axe longitudinal du fémur, (2) : axe des condyles, (3) : axe longitudinal du tibia, (4) : axe longitudinal du pied.

L'articulation du genou n'est pas seulement constituée de l'articulation fémoro-tibiale mais aussi de son assemblage fonctionnel avec l'articulation fémoro-patellaire. En effet, la rotule coulisse dans la gorge de la trochlée. Elle est maintenue par des ligaments sur le

fémur et le tibia (Figure I.8). Son rôle essentiel est de permettre les mouvements de flexion et d'extension du genou.

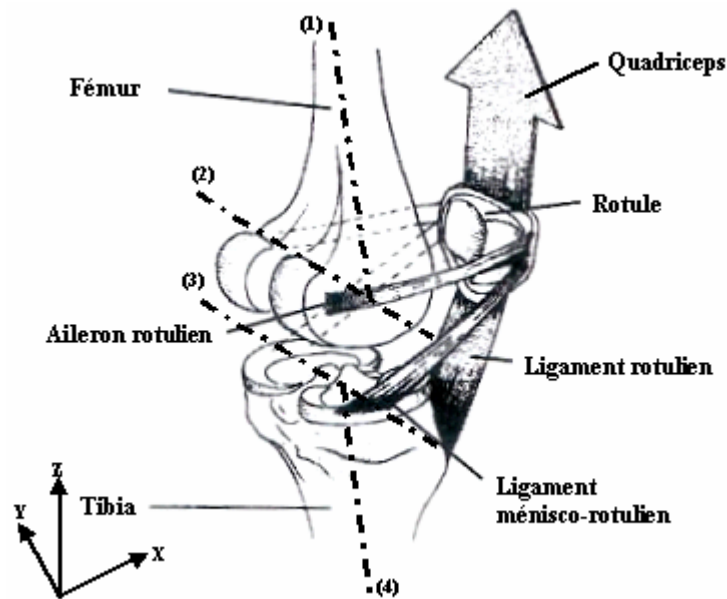


Figure I.8 : La rotule et sa fixation sur le genou (d'après Calais-Germain, 1986) ; (1) : axe longitudinal du fémur, (2) : axe des condyles, (3) : axe des plateaux tibiaux, (4) : axe longitudinal du tibia.

I.2.3.3 L'articulation de la cheville

Les seuls mouvements possibles de la cheville se font d'avant en arrière dans le plan sagittal. Ceux-ci sont la flexion dorsale et la flexion plantaire de l'astragale sur le segment tibia-péroné suivant l'axe des malléoles (Figure I.9).

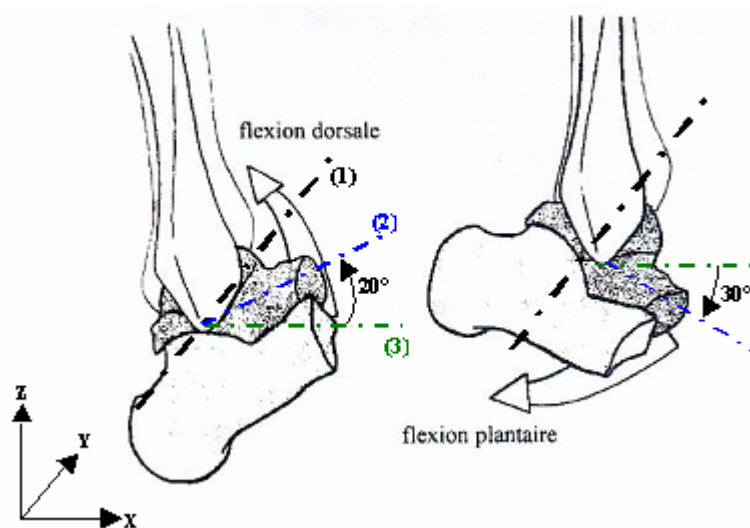


Figure I.9 : Les mouvements de la cheville (d'après Calais-Germain, 1986); (1) : axe des malléoles, (2) : axe longitudinal du pied, (3) : axe antéro-postérieur.

I.2.3.4 L'articulation sous-astragalienne

L'articulation sous-astragalienne combine des mouvements dans les trois plans de l'espace. Le calcanéum tourne par rapport à l'astragale suivant les trois axes anatomiques de référence (Figure I.10). Les mouvements de supination (varus) et de pronation (valgus) s'effectuent dans le plan frontal. Les mouvements de flexion dorsale et plantaire se réalisent dans le plan sagittal. L'abduction et l'adduction sont les mouvements horizontaux.

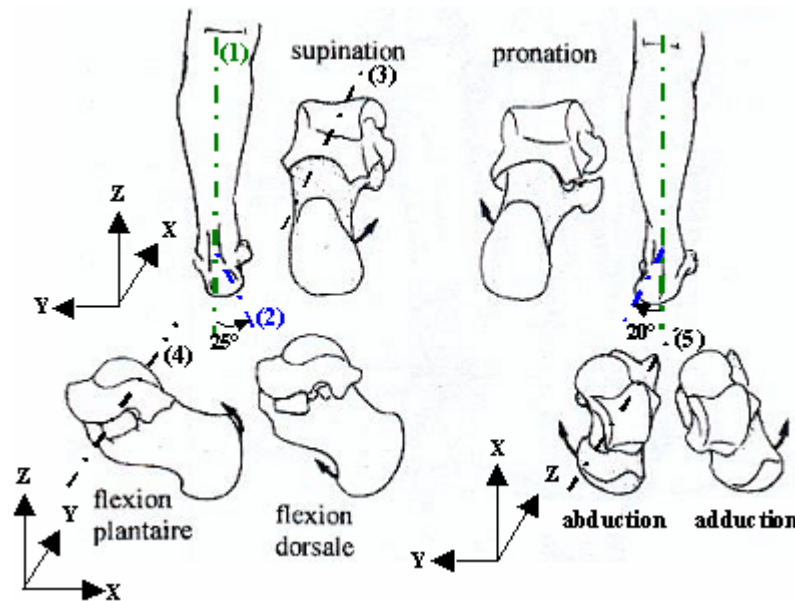


Figure I.10 : Les mobilités de la sous-astragalienne (d'après Calais-Germain, 1986); (1) : axe longitudinal du tibia, (2) : axe du calcanéum, (3) : axe antéro-postérieur, (4) : axe médio-latéral, (5) : axe vertical.

En pratique, les mouvements suivant les trois axes sont interdépendants. En effet, deux mouvements s'observent autour de l'axe de Henké (Figure I.11). Ceux-ci sont composés de l'inversion qui combine la supination, l'adduction et la flexion plantaire et de l'éversion associée à la pronation, l'abduction et la flexion dorsale.

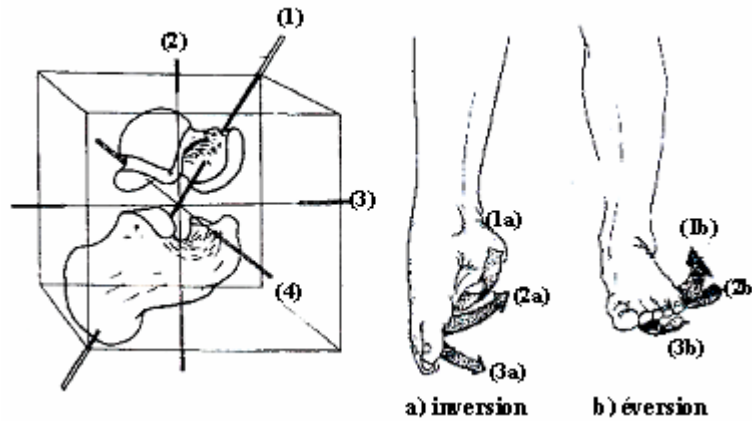


Figure I.11 : Les mouvements d'inversion et d'éversion (d'après Calais-Germain, 1986); (1) : axe de Henké, (2) : axe vertical, (3) : axe antéro-postérieur, (4) : axe médio-latéral, (1a) : supination, (1b) : pronation, (2a) : adduction, (2b) : abduction, (3a) : flexion plantaire, (3b) : flexion dorsale.

1.2.3.5 Les articulations du pied

Les articulations du pied sont nombreuses et complexes. Lors de la locomotion, chacune d'elles réalise une fonction bien précise, soit dans le système réceptif¹ et propulsif² soit dans le système stabilisateur³. Le système réceptif se compose de la cheville, et les articulations métatarso-phalangiennes et inter-phalangiennes constituent le système propulsif. Ces deux systèmes effectuent des flexions plantaires et dorsales dans la phase de réception et la phase de propulsion du pied avec le sol. Le système formé par les articulations sous-astragaliennes, médio-tarsiennes et tarso-métatarsiennes joue le rôle de stabilisateur. Celui-ci combine des mouvements dans les trois plans de l'espace dans l'objectif d'orienter le pied, de modifier sa forme pour s'adapter au terrain et enfin de stabiliser en souplesse tout le système locomoteur pour transmettre au sol le passage du poids du corps.

¹ Reçoit le poids et freine l'avancée du corps.

² Pousse le corps en avant.

³ Soutient le poids et assure le maintien des segments du corps dans l'axe de la marche.

I.2.4 Synthèse des mouvements articulaires

La synthèse des débattements angulaires physiologiques des principales articulations du membre inférieur est résumée dans le Tableau I.1.

Tableau I.1 : Amplitudes angulaires des articulations du membre inférieur.

	Amplitudes angulaires suivant l'axe antéro-postérieur (X)	Amplitudes angulaires suivant l'axe médio-latéral (Y)	Amplitudes angulaires suivant l'axe vertical (Z)
Hanche	Adduction max : 30° Abduction max : 45°	Flexion max : 120° Extension max : 20°	Rotation interne max : 30° Rotation externe max : 60°
Genou		Flexion max : 120° Extension max : 0°	(Genou fléchi) Rotation interne max : 20° Rotation externe max : 30°
Cheville		Flexion dorsale max : 20° Flexion plantaire max : 30°	
Arrière-pied	Supination (varus) max : 25° Pronation (valgus) max : 20°		

Les amplitudes articulaires physiologiques permettront de caractériser les amplitudes pathologiques dans l'analyse de nos résultats.

I.2.5 Définition de la marche

L'observation des amplitudes des paramètres biomécaniques lors des phases de la marche nous renseigne sur les mouvements anormaux de l'appareil locomoteur. Il convient donc de préciser ces phases et de les étudier.

La marche, activité qui permet de mouvoir les jambes pour se déplacer, nous semble simple et automatique. Néanmoins, elle requiert un apprentissage lors de l'enfance pour devenir un geste naturel que nous employons tous les jours (Plas, 1979). Ce moyen de déplacement apparemment simple et pourtant très difficile à reproduire fidèlement, fait donc l'objet d'études approfondies. La biomécanique définit la marche comme un ensemble de rotations segmentaires du membre inférieur réalisant un mouvement de « translation » du corps. La locomotion est régie par une alternance d'appuis sur le sol réalisés par les jambes. Cette alternance est appelée, dans la littérature, cycle de marche.

Le cycle de marche est décrit en phases qui s'enchaînent et se répètent (Marey, 1886; Taillard, 1988; Whittle, 1996). Un cycle correspond à une succession de « doubles appuis » et d'appuis « unilatéraux » et se décompose en deux phases principales, l'une d'appui et l'autre d'oscillation du membre étudié. Il débute initialement par l'attaque du talon droit et se termine par l'attaque suivante du même talon. Le cycle du membre inférieur droit est conventionnellement pris comme référence. Afin de comparer et d'examiner la marche de plusieurs sujets, celui-ci est normalisé en pourcentage de la durée du cycle (Figure I.12).

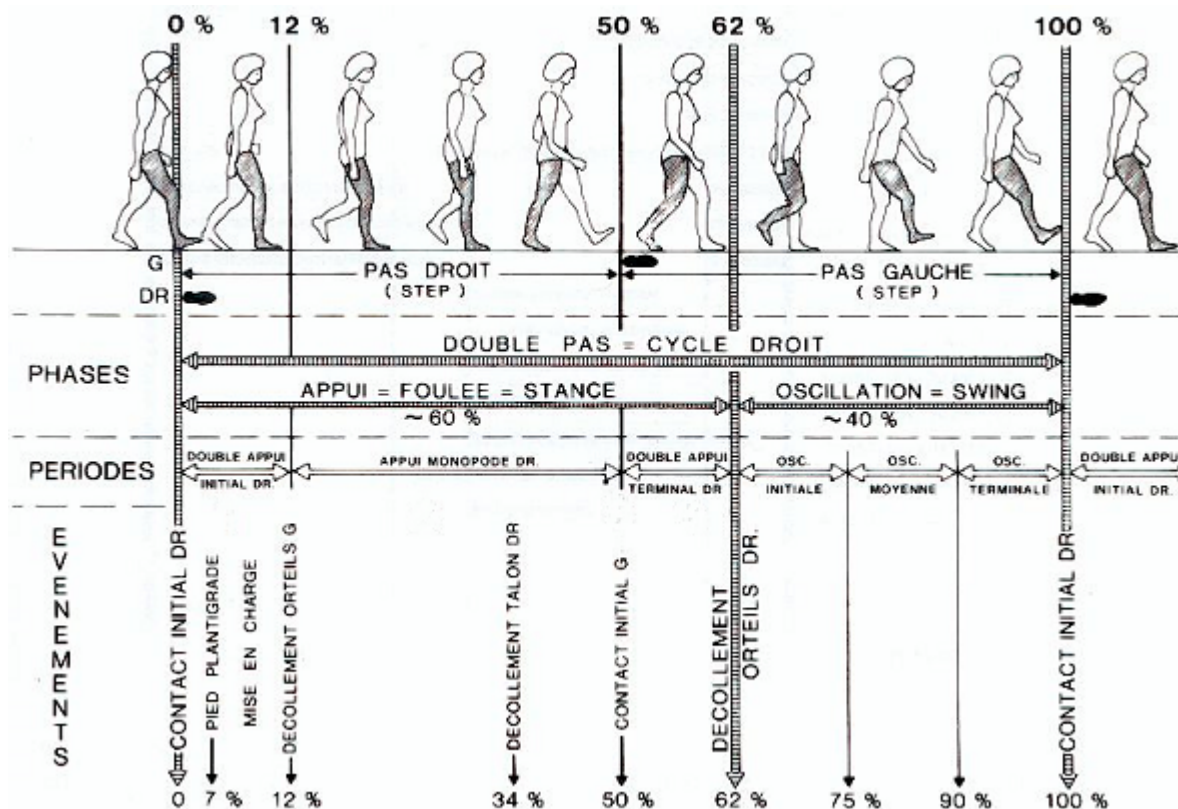


Figure I.12 : Représentations du cycle de marche (d'après Taillard, 1988).

La phase principale d'appui est divisée en quatre phases consécutives et représente 60% de la durée du cycle :

- la première phase débute par la pose du talon et le rabattement du pied sur le sol (entre 0 et 12% du cycle). Elle correspond à la phase de mise en charge, appelée aussi phase de réception, et au premier appui bipodal. Son rôle est de transférer le poids du corps vers la jambe d'appui, de maintenir la vitesse et l'équilibre du

centre de gravité du corps en absorbant l'énergie par une action « freinatrice » des muscles de la jambe.

- de 12 à 34% du cycle se produit la phase de milieu d'appui qui correspond à la réponse du sol sur le pied et à la première moitié de l'appui unipodal. Celle-ci communique la charge complète du corps à la jambe d'appui et permet au corps d'avancer au-dessus du pied. Cette phase se termine lorsque le centre de gravité du corps se trouve à la verticale du pied. Son rôle est d'ancrer le pied au sol afin que celui-ci devienne le pivot de la jambe soutenant le poids du corps. Pendant cette phase, la stabilité du pied permet le contrôle du bon fonctionnement de la jambe en mouvement (Viel, 2000).
- la phase de fin d'appui se réalise de 34 à 50% du cycle et correspond à la deuxième moitié de l'appui unipodal. Le corps passe la verticale du centre des pressions du pied d'appui et bascule en avant jusqu'au contact du pied opposé avec le sol. Son rôle est de propulser le corps en avant.
- le deuxième appui bipodal s'effectue de 50 à 62% du cycle et est appelé la phase pré-oscillante. Le poids du corps se transfère vers l'autre jambe en phase d'appui. Son rôle est de pousser, par une impulsion de l'avant pied sur le sol, la jambe vers l'avant.

La phase oscillante correspond à 40% de la durée du cycle. Elle a pour rôle de mener l'avancée du membre oscillant sans que le pied ne touche le sol. Celle-ci est décrite en trois temps :

- la période de 62 à 75% du cycle correspond à la phase de début d'oscillation. Elle est le premier tiers de la phase oscillante et se termine quand le pied passe à côté du pied controlatéral.
- la phase de milieu d'oscillation de 75 à 90% du cycle est le deuxième tiers de la phase oscillante et se finit lorsque le tibia devient vertical.
- la phase de fin d'oscillation correspondant au troisième tiers de la phase oscillante de 90 à 100% du cycle et se termine par la pose suivante du talon.

L'étude des phases du cycle de marche est importante car elle permet de détecter des instants et amplitudes caractéristiques des paramètres biomécaniques au cours du mouvement. En effet, elle permettra de sélectionner les instants du cycle les plus pertinents pour l'analyse

des dysfonctionnements de l'appareil locomoteur. Les courbes relatives à l'évolution temporelle des paramètres biomécaniques en « fonctionnement normal » sont proposées dans la section I.3.3. Elles serviront de référence pour analyser les paramètres biomécaniques impliqués dans les pathologies ostéo-articulaires les plus courantes.

I.3 Les principes d'évaluation en podologie

Cette partie traite des examens pratiqués en podologie pour évaluer et diagnostiquer les troubles musculo-squelettiques. Les défauts de positionnement du membre inférieur seront étudiés, ainsi que les pathologies associées, dans la partie suivante. Les paramètres biomécaniques identifiés dans l'évaluation des pathologies permettront de concevoir un protocole méthodologique afin de les quantifier à l'aide des systèmes d'analyse gestuelle. Seuls les principes liés aux diagnostics des défauts de positionnement articulaire seront exposés dans cette section. Les informations décrites sont issues d'observations prises en cabinet de podologie pendant un stage de 6 mois que nous avons associées à des références bibliographiques. Les paramètres étudiés pour analyser et diagnostiquer les pathologies liées aux défauts de positionnement sont basés sur l'expérience du podologue et reposent sur le principe mécanique des bras de levier. Nous extrairons de la littérature les valeurs goniométriques angulaires des articulations dans les différents plans anatomiques aux instants caractéristiques communément utilisés dans l'étude de la marche.

I.3.1 Le bilan en décharge

L'examen en décharge consiste à identifier les défauts de mobilité articulaire du membre inférieur et les torsions anormales de chaque segment. L'examineur dresse un bilan des amplitudes articulaires et des torsions du fémur et du tibia à partir d'une position de référence. Le patient est allongé sur une table d'examen, les pieds maintenus parallèles (position de référence).

Du fait de l'extension du genou, celui-ci est en position verrouillée, la rotule est en contact avec la trochlée. Ainsi, cette disposition articulaire de la rotule renseigne sur l'orientation de l'axe des condyles et de l'axe des compartiments tibiaux, ces derniers étant parallèles dans le plan transversal. Le praticien tourne les pieds dans l'axe de la jambe pour vérifier les degrés d'amplitude de la hanche en rotation interne et externe. Les amplitudes physiologiques sont de 30° en rotation interne et 60° en rotation externe. La mobilité totale

est donc de 90°. Un déficit de rotation interne correspond à une amplitude inférieure à 25° et un déficit de rotation externe correspond à une amplitude inférieure à 55°. Après avoir évalué les degrés de rotation de la hanche et constaté des déficits ou non de rotation à ce niveau, l'orthopédiste observe la position de la rotule le long de l'axe de la jambe et par rapport à l'axe longitudinal du pied en position de référence. Physiologiquement, la rotule doit être axée avec le pied. Une rotule en rotation interne de plus de 5° par rapport à l'axe du pied est le signe d'une hypertorsion tibiale et vice versa pour une rotule en rotation externe. En fonction de l'amplitude en rotation de la hanche et de la position de la rotule, l'orthopédiste peut déduire les torsions au niveau des diaphyses du fémur et du tibia. Si celles-ci ne sont pas physiologiques (torsions physiologiques : 30° d'antéversion pour le fémur et 25° de torsion externe pour le tibia), elles signent la présence de défauts de torsions et sont des facteurs dits « prédisposants » de pathologies. Par la suite, le bilan en statique debout et l'examen de la marche permettront de confirmer la présence constatée ou future d'une ou plusieurs pathologies articulaires et/ou musculaires du membre inférieur, car ils font partie des facteurs déclenchants. Le bilan en décharge dresse un inventaire des torsions du membre inférieur appelé « modèle structural » (ou modèle de torsion). Les différents cas de modèle structural sont résumés dans le Tableau I.2 .

Tableau I.2 : Modèles structuraux du membre inférieur.

	Fémur physiologique (antéversion $\approx 30^\circ$)	Fémur en rétrotorsion (antéversion $< 25^\circ$)	Fémur en antétorsion (antéversion $> 35^\circ$)
Tibia physiologique (torsion externe $\approx 20^\circ$)	Torsions fémorale et tibiale physiologiques	Excès de torsion externe fémorale et tibia physiologique	Excès de torsion interne fémorale et tibia physiologique
Tibia en hypotorsion (torsion externe $< 15^\circ$)	Fémur physiologique et excès de torsion interne tibiale	Excès de torsion externe fémorale compensé par un excès de torsion interne tibiale	Excès de torsion interne fémorale et tibiale
Tibia en hypertorsion (torsion externe $> 25^\circ$)	Fémur physiologique et excès de torsion externe tibiale	Excès de torsion externe fémorale et tibiale	Excès de torsion interne fémorale compensé par un excès de torsion externe tibiale

I.3.2 Le bilan statique

Dans un premier temps, le bilan statique en station debout s'effectue dans une position de référence (Kapandji, 1996), les rotules coplanaires au plan frontal. Pour obtenir cet alignement, le patient positionne ses pieds de manière à orienter les rotules en position

frontale. Cette référence permet au praticien d'observer l'alignement des centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan frontal. Si les centres articulaires dans le plan frontal sont alignés sur une même droite alors le genou est valgum physiologique. Le valgum physiologique correspond à un angle de $190^{\circ} \pm 5^{\circ}$ ($190^{\circ} = \text{HKA}^4 + \text{HKS}^5$, Figure I.13) entre la diaphyse fémorale et la diaphyse tibiale ou à un angle de $180^{\circ} \pm 5^{\circ}$ ($180^{\circ} = \text{HKA}$) pour l'axe mécanique.

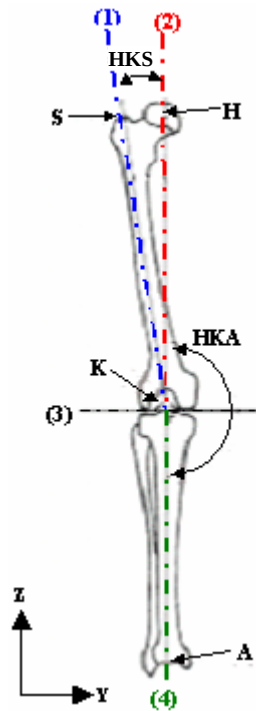


Figure I.13 : Axes fémoraux et tibiaux dans le plan frontal (d'après Kapandji, 1996) ; H : centre de la tête fémorale, K : centre du genou, A : centre de la cheville, (1) : axe anatomique du fémur, (2) : axe mécanique du fémur, (3) : axe des condyles et des plateaux tibiaux, (4) : axe mécanique du tibia, HKA : angle entre les axes mécaniques du fémur et du tibia (180°), HKS : angle entre l'axe mécanique et l'axe anatomique du fémur (10°).

Le genou valgum ou valgus du genou (angle de valgus $>5^{\circ}$) devient pathologique lorsque le centre du genou est en dedans de la droite joignant le centre de la hanche avec celui de la cheville ($\text{HKA} > 185^{\circ}$). Si le centre du genou est en dehors de cette droite, alors le genou est déformé en varum pathologique ($\text{HKA} < 175^{\circ}$) ou en varus (angle de varus $>5^{\circ}$). Ainsi, on peut mesurer l'angle entre les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan frontal et déterminer les types de genou (valgum, valgum physiologique, varum) (Figure I.14).

⁴ HKA : Angle entre les axes mécaniques du fémur et du tibia.

⁵ HKS : Angle entre l'axe mécanique et l'axe anatomique du fémur.

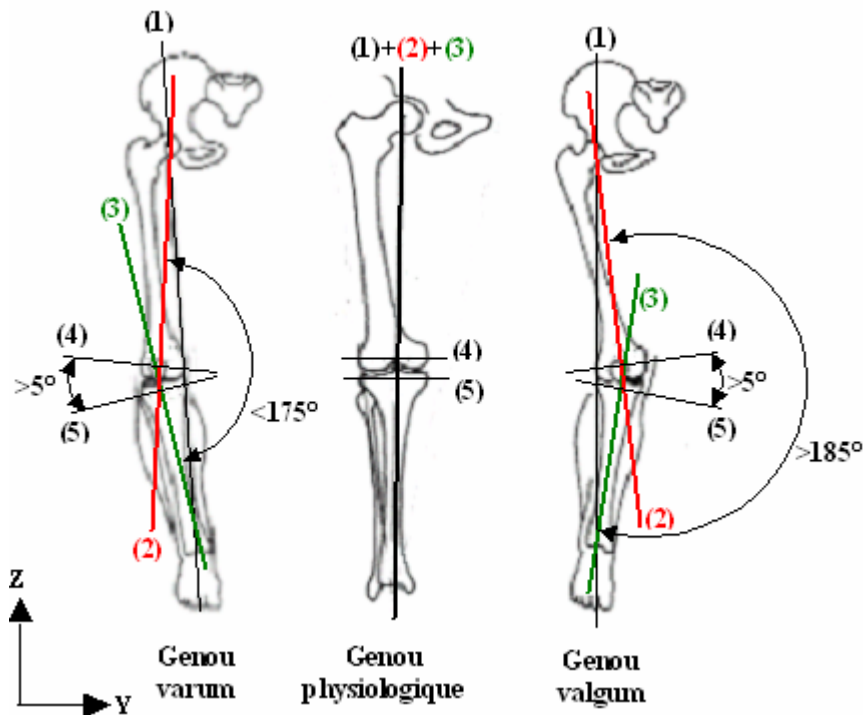


Figure I.14 : Types de genou (d'après Kapandji, 1996) ; (1) : axe joignant le centre de la tête fémorale et celui de la cheville (axe mécanique du membre inférieur), (2) : axe mécanique du fémur, (3) : axe mécanique du tibia, (4) : axe des condyles, (5) : axe des plateaux tibiaux.

La deuxième étape est l'observation de l'arrière-pied en charge. Cette étape permet de déterminer le comportement de l'arrière-pied du patient. Pour examiner ce comportement, on observe la cheville et l'articulation sous-astragalienne. L'orthopédiste évalue la position du calcanéum par rapport à l'axe longitudinal du tibia. La position neutre physiologique équivaut au calcanéum placé dans l'axe du tibia. La déviation en varus de l'arrière-pied correspond à une position du calcanéum en dedans de l'axe du tibia. L'attitude en valgus indique une disposition du calcanéum en dehors de l'axe du tibia (Figure I.15). Cette description permet de mesurer l'angle de la cheville dans le plan frontal entre l'axe du tibia et l'axe du calcanéum, et de préciser si le pied est : physiologique, valgus statique (pied plat) ou varus statique (pied creux). Un pied plat en charge place le squelette jambier en rotation interne et inversement pour un pied creux (Kapandji, 1996). C'est la raison pour laquelle la position de référence est importante car les rotations du squelette induites par le type de pied en charge peuvent biaiser le diagnostic du genou.

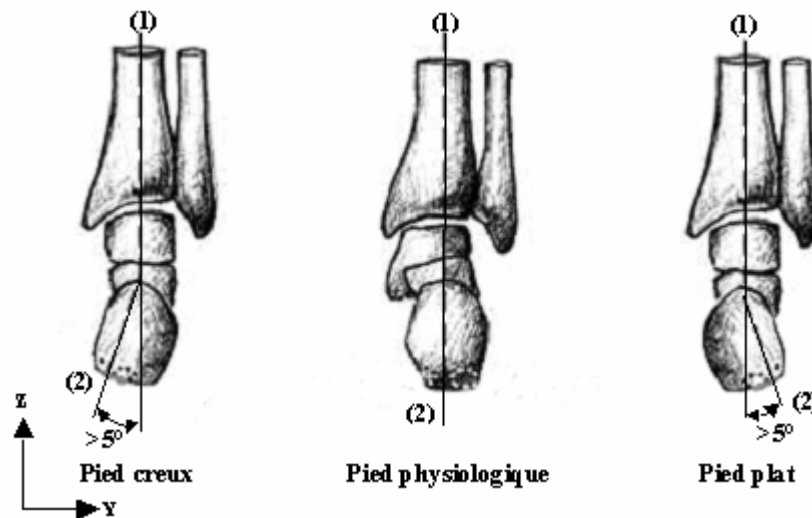


Figure I.15 : Types d'arrière-pied (d'après Hérisson, 2004); (1) : axe mécanique du tibia, (2) : axe du calcaneum.

Le bilan statique établit le « modèle statique » (ou modèle angulaire) du membre inférieur. Les différentes variantes du modèle statique sont données dans le Tableau I.3.

Tableau I.3 : Modèles statiques du membre inférieur.

	Angle valgus/varus de la cheville $<5^\circ$	Angle valgus de la cheville $>5^\circ$	Angle varus de la cheville $>5^\circ$
Angle valgus/varus du genou $<5^\circ$	- Genou physiologique - Pied physiologique	- Genou physiologique - Pied plat	- Genou physiologique - Pied creux
Angle valgus du genou $>5^\circ$	- Genou valgum - Pied physiologique	- Genou valgum - Pied plat	- Genou valgum - Pied creux
Angle varus du genou $>5^\circ$	- Genou varum - Pied physiologique	- Genou varum - Pied plat	- Genou varum - Pied creux

I.3.3 Examen de la marche

Les articulations du pied, de la cheville, du genou et de la hanche sont soumises à de fortes charges lors de la phase d'appui de la marche, car elles supportent le poids du corps en mouvement. Le comportement du pied conditionne la transmission des contraintes dans la chaîne osseuse au niveau des surfaces articulaires par l'intermédiaire des bras de levier. L'articulation du pied (sous-astragaliennne, médio-tarsienne et tarso-métatarsienne) et par conséquent son dysfonctionnement sont à l'origine des désaxations de la chaîne articulaire du membre inférieur lors de la marche ou de la course (Eng, 1994; Hurwitz, 1998; Nester, 2000). L'observation du pied se réalise suivant les trois phases : taligrade, plantigrade et digitigrade du « déroulé du pied au sol » (Plas, 1989) (Figure I.16).

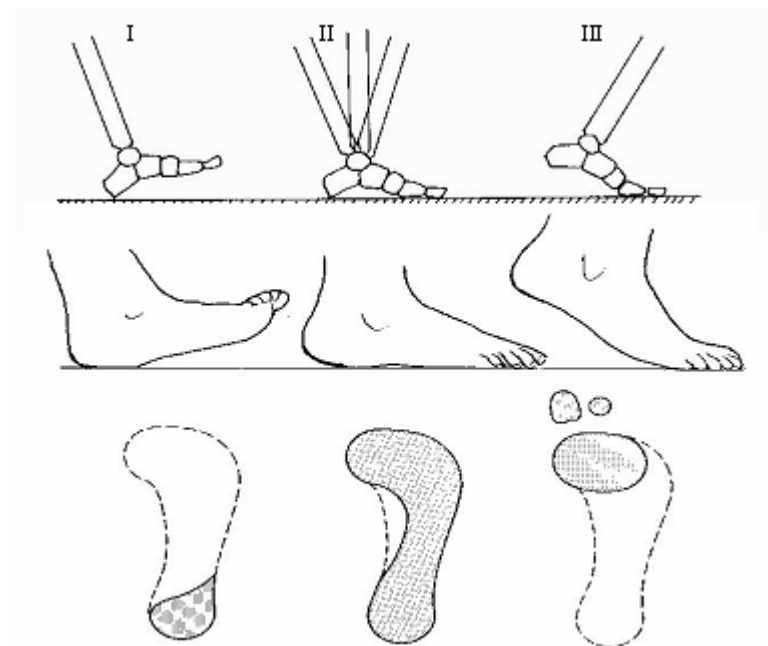


Figure I.16 : Les trois phases : taligrade (I), plantigrade (II) et digitigrade (III) du déroulé du pied au sol (d'après Plas, 1989)

Nous allons décrire ci-dessous les trois phases du déroulement du pied au sol lors de la marche, en nous appuyant sur les valeurs angulaires physiologiques articulaires communément trouvées dans la littérature (Plas, 1989; Winter, 1990; Viel, 2000; Wolf, 2006) (Figure I.17 et Figure I.18).

Au cours de la phase taligrade (0 à 12% du cycle), le premier pivot correspond à

une rotation autour du talon accompagnée d'une flexion plantaire de la cheville de 5° pour amener le pied au sol. L'attaque du talon, en légère supination de 3°, se fait sur le bord externe. Le rabattement de l'avant pied amène le talon en position neutre puis vers 3° de pronation. La jambe, initialement en rotation externe de 3°, tourne en rotation interne d'une amplitude de 6° pour atteindre 3° en interne. Le genou en extension quasi complète fléchit de 20° et tourne en rotation interne de 8°. La hanche initialement en rotation externe de 3°, en abduction de 2° et en flexion de 30° tourne en rotation interne de 6°, passe en adduction de 5° et diminue sa flexion de 20°.

Lors de la phase plantigrade (12 à 45% du cycle), le deuxième pivot a lieu autour de la cheville par la flexion dorsale du pied de 10°. La mise en charge de l'avant pied entraîne l'appui sur les métatarsiens qui fléchissent légèrement, et s'accompagne d'un léger allongement du pied qui est freiné par le maintien vertical du premier rayon. Cet allongement correspond à l'écrasement de la voûte plantaire, et provoque la pronation physiologique de l'arrière-pied de 5° entraînant encore la jambe en rotation interne. Cette rotation interne doit correspondre à la rotation interne automatique du genou de 6° en flexion pour axer le tendon rotulien avec la ligne d'action du quadriceps. Ainsi, la rotule coulisse correctement dans l'axe de la trochlée fémorale. Avant le passage du corps à la verticale du pied d'appui, le genou et la hanche réduisent leur flexion. Au passage à la verticale, le genou et la hanche sont en légère flexion. Après le passage du corps à la verticale, le genou atteint l'extension quasi-complète et la hanche passe en extension de 10°.

La phase digitigrade correspond au troisième pivot autour des métatarsiens (45 à 60% du cycle). Le talon se décolle progressivement du sol, la hanche reste en extension et le genou fléchit de 30°. Le pied tourne en rotation externe de 6° et les forces de réaction du sol se transfèrent vers l'avant pied. Le dernier appui s'effectue sur la tête du premier métatarsien.

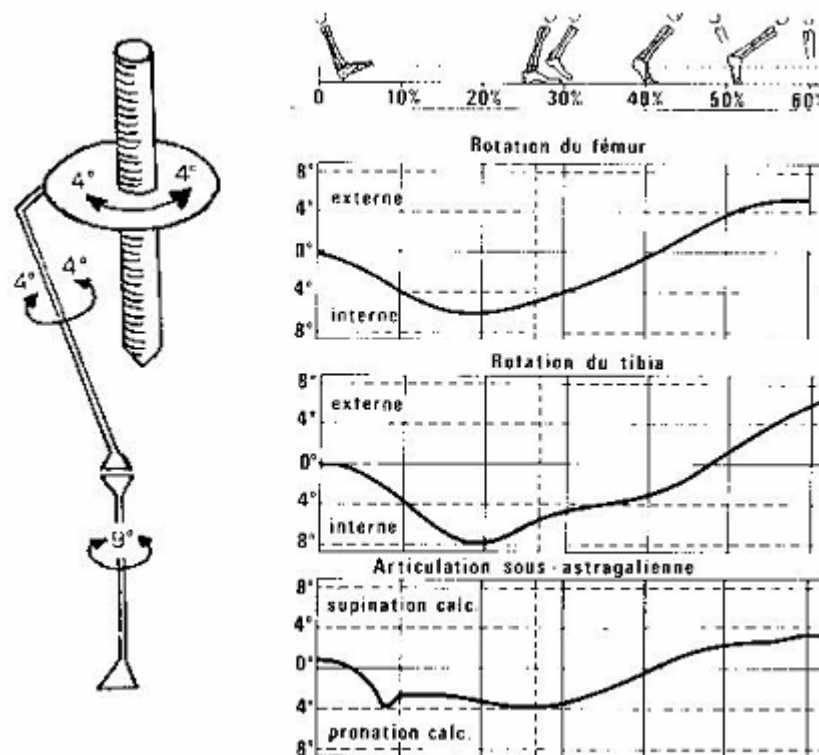


Figure I.17 : Les rotations axiales du membre inférieur pendant la marche normale (d'après Plas, 1989)

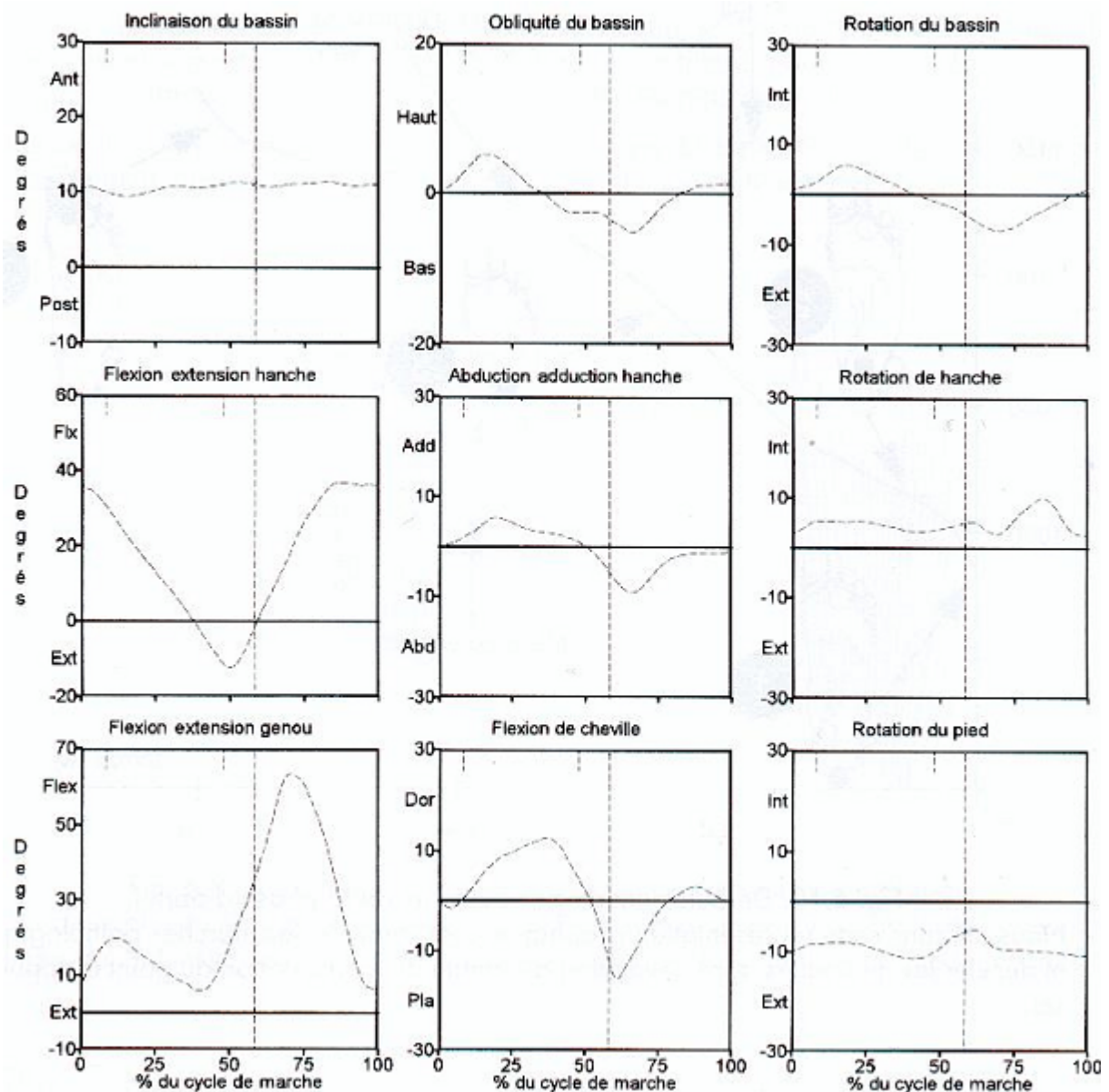


Figure I.18 : Paramètres cinématiques de la marche normale (d'après Viel, 2000)

Les trois phases correspondent aux trois pics de la force verticale de la réaction du sol sur le pied : deux pics de force équivalents à 120% du poids du corps pour la phase taligrade (T) et la phase digitigrade (D) et un pic de force médian égal à 70% du poids du corps pour la phase plantigrade (P) (Figure I.19).

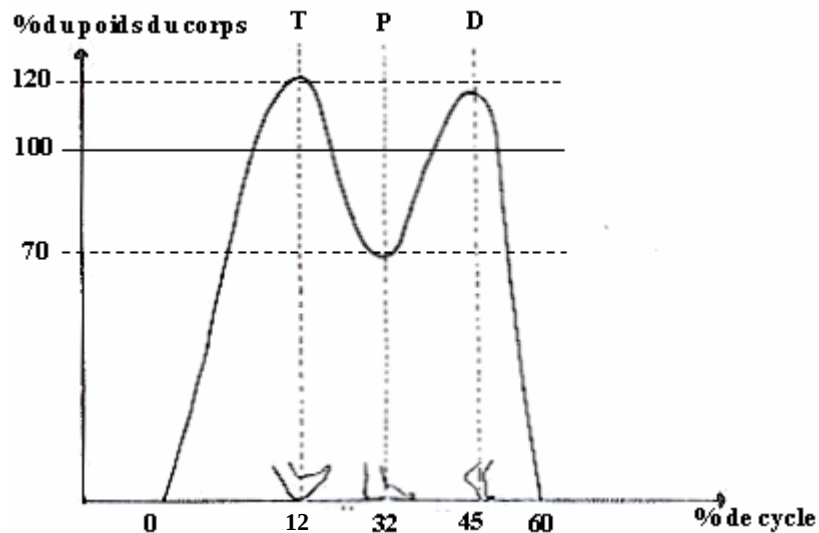


Figure I.19 : Les trois pics de force de réaction du sol sur le pied (d'après Viel, 1985)

Nous utiliserons les trois pics de la force verticale comme instants caractéristiques de la marche car ils sont aisément identifiables automatiquement (minima et maxima locaux) et représentatifs des appuis : taligrade, plantigrade et digitigrade (Viel, 1985; Benedetti, 1998). Ainsi, nous analyserons nos résultats à partir des valeurs des paramètres biomécaniques à ces instants. Ceux-ci constitueront nos variables à étudier pour caractériser les pathologies ostéo-articulaires les plus courantes.

Le modèle dit « dynamique » se constitue des différents comportements du pied lors des trois phases de déroulement des appuis. Le pied peut alors se diviser en deux parties (Figure I.20). Le comportement de l'arrière-pied conditionne le mouvement du membre inférieur lors de la phase taligrade. La biomécanique du médio-pied et de l'avant-pied influe sur la chaîne articulaire lors de la phase plantigrade et de la phase digitigrade.

Le comportement de l'arrière-pied dans la phase taligrade est déjà connu dans le modèle angulaire du bilan statique. En effet, une position en valgus de l'arrière-pied entraîne la rotation interne du squelette jambier et inversement pour un mouvement en varus (Kapandji, 1996; Stergiou, 1997).

Lors de la phase plantigrade et de la phase digitigrade, la biomécanique du médio-pied et de l'avant-pied dirige le mouvement de l'arrière-pied et donc du squelette jambier par l'intermédiaire du couplage ostéo-articulaire.

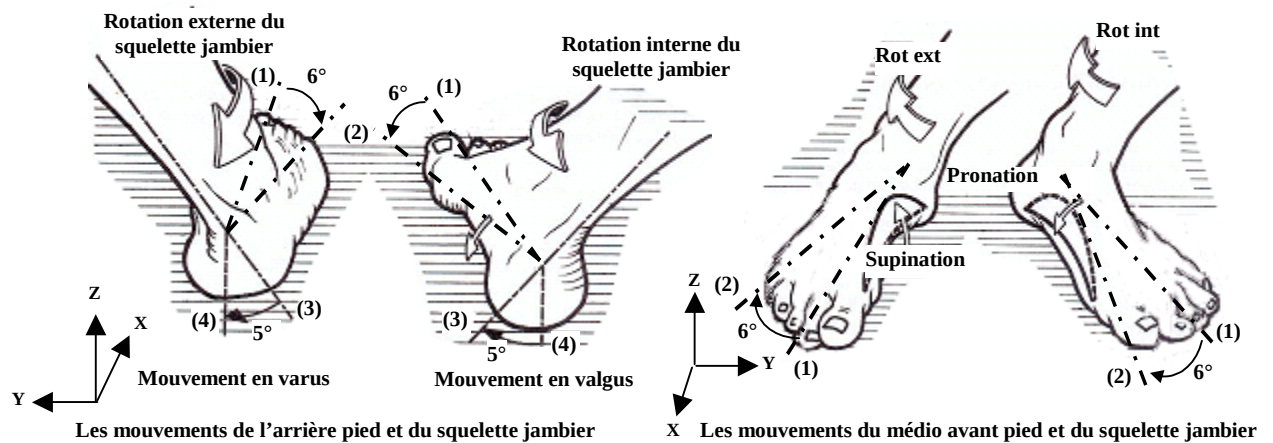


Figure I.20 : Les comportements du pied physiologique sur le squelette jambier (d'après Kapandji, 1996) ;
 (1) : axe longitudinal du pied, (2) : axe antéro-postérieur du tibia (perpendiculaire à l'axe de malléoles), (3) : axe
 mécanique du tibia, (4) : axe de calcanéum.

En effet, la biomécanique du médio-pied et de l'avant-pied est conditionnée par le comportement en charge du premier rayon. Dans le cas pathologique où celui-ci s'horizontalise et s'allonge, l'arche interne du pied « valgus » s'effondre, c'est « l'hyperpronation » (Figure I.21). Lorsque le premier rayon s'allonge, le couplage articulaire du médio-pied, de l'avant-pied et de l'arrière-pied a pour effet de faire tourner le squelette jambier en excès rotation interne par rapport au pied en appui sur le sol.

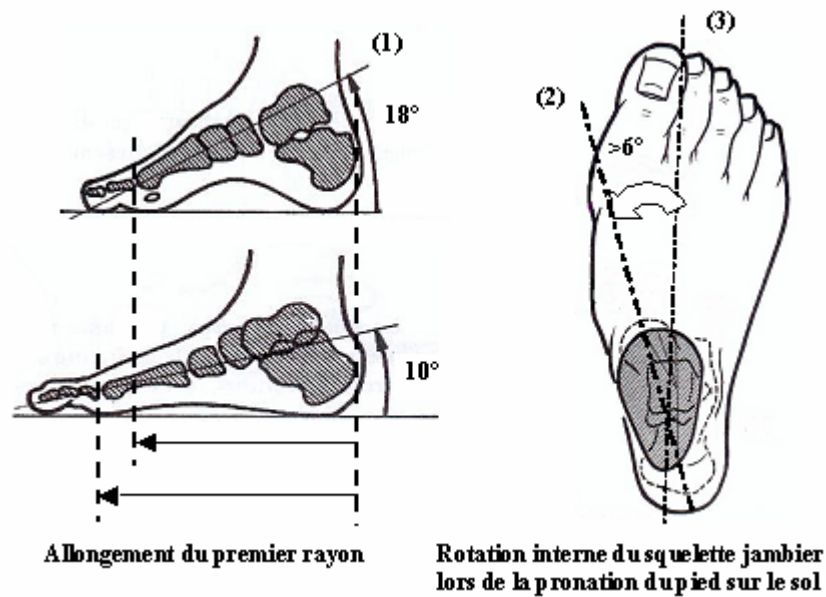


Figure I.21 : Comportement du pied valgus en charge (d'après Kapandji, 1996) ; (1) : axe longitudinal du premier métatarsien, (2) : axe antéro-postérieur du tibia, (3) : axe longitudinal du pied.

Dans le pied « varus », le premier rayon en charge reste vertical. Il bloque la rotation physiologique du squelette jambier en induisant un déficit de pronation et de rotation interne.

La pronation physiologique correspond à un angle de valgus de la cheville proche de 5° et entraîne une rotation interne physiologique du tibia avoisinant 6°.

La biomécanique du pied dans les trois phases constitue le « modèle dynamique ». On peut répertorier plusieurs comportements du pied. On distingue le comportement de l'arrière-pied et celui du médio-pied et de l'avant pied. Ils conduisent à déterminer la quantité de rotation interne du squelette jambier lors du déroulement du pas (Tableau I.4).

Tableau I.4 : Modèles dynamiques : Quantité de rotation du squelette jambier pendant les phases de marche (angle $<x^\circ$: angle $\in [x^\circ-1 ; x^\circ-3]$, angle $<<x^\circ$: angle $\in [x^\circ-3 ; x^\circ-10]$, angle $>x^\circ$: angle $\in [x^\circ+1 ; x^\circ+3]$, angle $>>x^\circ$: angle $\in [x^\circ+3 ; x^\circ+10]$).

Mouvement du pied dans la phase taligrade	Mouvement du pied dans la phase plantigrade et la phase digitigrade		
	1 ^{er} rayon tient son angle au sol, l'arche interne ne s'écroule pas, pied varus ou supination du pied (angle varus $>5^\circ$)	1 ^{er} rayon diminue son angle au sol de manière physiologique, pronation physiologique (pied valgus physiologique) (angle valgus $<5^\circ$)	1 ^{er} rayon s'horizontalise, l'arche interne s'affaisse, hyperpronation du pied ou pied valgus (angle valgus $>5^\circ$)
Pied physiologique (angle varus/valgus $<5^\circ$)	-Phase taligrade : rotation interne physiologique (passe de 3° en externe à 3° en interne) -Phase plantigrade et phase digitigrade : 3° rotation interne + déficit de rotation interne ($<1^\circ$) = déficit de rotation interne du squelette jambier ($<6^\circ$)	-Phase taligrade : rotation interne physiologique (passe de 3° en externe à 3° en interne) -Phase plantigrade et phase digitigrade : 3° rotation interne + 3° rotation interne = 6° rotation interne physiologique du squelette jambier	-Phase taligrade : rotation interne physiologique (passe de 3° en externe à 3° en interne) -Phase plantigrade et phase digitigrade : 3° rotation interne + excès de rotation interne ($>3^\circ$) = excès rotation interne du squelette jambier ($>6^\circ$)
Pied plat (angle valgus $>5^\circ$)	-Phase taligrade : excès rotation interne (passe de 3° en externe à plus de 5° en interne) -Phase plantigrade et phase digitigrade : 5° rotation interne + déficit de rotation interne ($<1^\circ$) = 6° rotation interne physiologique du squelette jambier	-Phase taligrade : excès rotation interne (passe de 3° en externe à plus de 5° en interne) -Phase plantigrade et phase digitigrade : 5° rotation interne + 3° rotation interne = excès rotation interne du squelette jambier ($>6^\circ$)	-Phase taligrade : excès rotation interne (passe de 3° en externe à plus de 5° en interne) -Phase plantigrade et phase digitigrade : 5° rotation interne + excès de rotation interne ($>3^\circ$) = augmentation de l'excès rotation interne du squelette jambier ($>>6^\circ$)
Pied creux (angle varus $>5^\circ$)	-Phase taligrade : déficit rotation interne (passe de plus de 5° à 3° en externe) -Phase plantigrade et phase digitigrade : 3° rotation externe + déficit de rotation interne ($<1^\circ$) = augmentation du déficit de rotation interne du squelette jambier ($<<6^\circ$)	-Phase taligrade : déficit rotation interne (passe de plus de 5° à 3° en externe) -Phase plantigrade et phase digitigrade : 3° rotation externe + 3° rotation interne = déficit de rotation interne du squelette jambier ($<6^\circ$)	-Phase taligrade : déficit rotation interne (passe de plus de 5° à 3° en externe) -Phase plantigrade et phase digitigrade : 3° rotation externe + excès de rotation interne ($>3^\circ$) = 6° rotation interne physiologique du squelette jambier

I.3.4 Synthèse

Lors des trois phases de la marche, des études montrent qu'il est nécessaire de maintenir centrées les articulations de la cheville, du genou et de la hanche (Kapandji, 1996; Lavigne, 1999). Ainsi, la transmission des efforts dans les articulations s'effectue de manière fonctionnelle. Ces résultats mettent en évidence un lien biomécanique entre l'alignement du pied et celui du membre inférieur. En conséquence, il est possible d'agir sur la position du pied lors de son déroulement sur le sol pour : maintenir un alignement fonctionnel des centres articulaires du membre inférieur et prévenir et/ou traiter les pathologies liées à un dysfonctionnement mécanique. De ce fait, il est important de prendre en considération pour chaque patient l'influence du comportement du pied lors de la marche sur la configuration de la chaîne articulaire. En fonction du modèle structural et angulaire, il est nécessaire de corriger la biomécanique du pied pour mouvoir le membre inférieur de façon optimale. La prise en compte conjointe du modèle structural (Tableau I.2), du modèle angulaire (Tableau I.3) et du modèle dynamique (Tableau I.4) constitue le « modèle global » du membre inférieur (Tableau I.5). L'analyse du modèle global permet de mettre en évidence un dysfonctionnement, et donc d'en déduire les symptômes articulaires provoquant une ou des pathologies articulaires. Le modèle structural est un facteur prédisposant dans l'apparition d'une pathologie. Ainsi, dans la suite de nos travaux, nous nous intéresserons uniquement aux modèles : angulaire et dynamique, qui sont les facteurs déclenchants dans le développement de pathologies.

Tableau I.5 : Spécificités du modèle global du membre inférieur

Modèle global					Tendance du modèle
Torsion des diaphyses du fémur et du tibia (plan transversal)	+	Angulations du genou (plan frontal)	+	Comportement du pied dans la phase taligrade, la phase plantigrade et la phase digitigrade (quantité de rotation interne du squelette jambier) (plan transversal)	= Constatation ou non d'un dysfonctionnement
=		=		=	
Modèle structural	+	Modèle statique	+	Modèle dynamique	= Symptômes ou non articulaires

Si un dysfonctionnement du membre inférieur est constaté lors de la marche, alors le modèle global est un modèle dit « patho-mécanique ». Le Tableau I.6 répertorie les principaux modèles patho-mécaniques et les symptômes articulaires associés pendant la

marche.

Tableau I.6 : Modèles patho-mécaniques ($<x^\circ$: $x^\circ-1$ à -3 , $<<x^\circ$: $x^\circ-3$ et plus, $>x^\circ$: $x^\circ+1$ à 3 , $>>x^\circ$: $x^\circ+3$ et plus).

Modèle angulaire (statique)	+	Modèle dynamique	=	Symptômes articulaires
Genou valgum et indépendant des angulations de l'arrière-pied		Phase taligrade : Excès de rotation interne du squelette jambier par rapport au pied (angle de rotation interne de la cheville $>6^\circ$)		Augmentation de l'adduction de la hanche (angle d'adduction de la hanche $>5^\circ$)
Genou varum et indépendant des angulations de l'arrière-pied		Phase taligrade : Déficit de rotation interne du squelette jambier par rapport au pied (angle de rotation interne de la cheville $<6^\circ$)		Diminution de l'adduction de la hanche (angle d'adduction de la hanche $<5^\circ$)
Genou valgum et/ou pied plat		Phase taligrade, phase plantigrade et phase digitigrade : Excès de rotation interne du squelette jambier par rapport au pied (angle de rotation interne de la cheville $>>6^\circ$)		Augmentation du genou valgum, genou valgum dynamique (angle de valgus du genou $>5^\circ$)
Genou varum et/ou pied creux		Phase taligrade, phase plantigrade et phase digitigrade : déficit de rotation interne du squelette jambier par rapport au pied (angle de rotation interne de la cheville $<<6^\circ$)		Augmentation du genou varum, genou varum dynamique (angle de varus $>5^\circ$)
Indépendant des angulations du genou et Indépendant des angulations de l'arrière-pied		Phase plantigrade et phase digitigrade : Excès de rotation interne du squelette jambier par rapport au pied (angle de rotation interne de la cheville $>6^\circ$)		Augmentation de la rotation interne du fémur par rapport tibia (angle de rotation interne de genou $>3^\circ$)
Indépendant des angulations du genou et pied plat		Phase taligrade, plantigrade et phase digitigrade : Excès de rotation interne du squelette jambier par rapport au pied (angle de rotation interne de la cheville $>>6^\circ$)		Augmentation de la bascule antérieure du bassin par rapport au plan transversal (angle d'antéversion du bassin $>10^\circ$)

Dans la section suivante, nous définirons l'influence des principaux modèles patho-mécaniques sur les pincements lombaires, la coxarthrose et la gonarthrose.

I.4 Pincements lombaires, coxarthrose et gonarthrose

I.4.1 Notions sur les principes de l'arthrose

L'arthrose est une maladie dégénérative qui détruit lentement le cartilage et se caractérise par une usure prématurée du cartilage articulaire recouvrant les extrémités osseuses d'une articulation. Elle affecte à la longue et à des degrés divers les structures qui entourent l'articulation comme les muscles, les tendons, les ligaments, la capsule et la membrane synoviales.

Elle se manifeste par des douleurs et de la raideur dans les articulations. Ses caractéristiques externes sont un gonflement et un échauffement excessifs de l'articulation.

Normalement, l'extrémité de l'os des articulations est recouverte d'un cartilage lisse qui lui confère un rôle protecteur. Les articulations contiennent également du liquide synovial qui les lubrifie et qui agit comme un amortisseur des chocs.

Chez les personnes atteintes d'arthrose, le liquide synovial se dégrade et se raréfie, il perd son élasticité ainsi que sa capacité d'amortissement. D'autres facteurs aidant, le cartilage recouvrant l'extrémité des os se dégrade et s'use à un point tel, parfois, que les os se retrouvent à découvert, et frottent l'un contre l'autre. Les facteurs favorisant l'apparition de l'arthrose sont nombreux : l'âge (dégénération des os), l'excès de poids, les lésions post-traumatiques (fractures anciennes, ruptures ligamentaires) lorsqu'elles n'ont pas été correctement traitées, certaines maladies conduisant à la dégénération des surfaces articulaires (infections, rhumatismes : polyarthrite rhumatoïde, spondylarthrite..., ostéonécroses) et les anomalies de position des articulations favorisant l'usure prématurée des structures articulaires. Au niveau de l'appareil locomoteur, l'arthrose se localise et frappe principalement les vertèbres lombaires, les articulations de la hanche et du genou.

Les traitements ont pour objectifs de : soulager la douleur et retrouver la mobilité de l'articulation touchée. Nous pouvons ainsi répertorier plusieurs types de traitements :

- le traitement médical qui consiste à soulager la douleur à l'aide d'antalgiques, d'anti-inflammatoires stéroïdiens ou non. Récemment est apparue une nouvelle sous-classe d'anti-inflammatoires indiqués dans le traitement de l'arthrose : les

coxibs ainsi que les chondroprotecteurs, médicaments destinés à protéger le cartilage (Hérisson, 2004),

- la kinésithérapie qui soulage l'articulation et renforce la musculature. Elle réduit le délai d'apparition de l'ankylose articulaire (Gouilly, 2006),
- les cures thermales,
- le traitement chirurgical qui est préventif quand il corrige des anomalies de position des articulations (ostéotomie) (Dubrana, 2004). Dans les cas évolués, une arthrodèse (blocage de l'articulation) ou une prothèse totale (hanche, genou) peuvent être proposées,
- le traitement par orthèse podale est novateur, car celui-ci par son action dynamique agit sur les défauts de la cinématique du mouvement en corrigeant la chaîne articulaire par un recentrage en 3D des centres articulaires. C'est un traitement étiologique opérant sur les causes du dysfonctionnement. Les orthèses engendrent une décompression articulaire, un recentrage de la trajectoire du mouvement ostéo-articulaire avec une meilleure répartition des contraintes et un rééquilibrage des groupes musculaires adjacents. Cette action augmente et/ou recentre les contacts des surfaces d'appui et diminue les pincements articulaires. On recrute du cartilage en périphérie, il s'économise et son usure s'en trouve ralentie.

Nous étudierons dans notre travail le traitement par orthèse podale dans le but de prévenir des pathologies futures. L'objet est d'isoler les paramètres biomécaniques pertinents caractérisant les pathologies ostéo-articulaires afin de les corriger et d'empêcher le dysfonctionnement. En conséquence, nous nous intéresserons aux douleurs articulaires qui sont les prémices des arthroses induites par des déséquilibres de la chaîne corporelle du membre inférieur. Pour cette investigation, nous introduirons les paramètres biomécaniques à étudier pour évaluer les principales pathologies : lombalgie, coxalgie et gonalgie.

I.4.2 Pincements lombaires

Les pincements lombaires résultent le plus souvent d'un accroissement de la courbure lombaire dans le plan sagittal (hyperlordose). L'augmentation de la lordose a pour effet de rapprocher les faces postérieures des corps vertébraux, l'espace articulaire diminue et crée un angle de pincement. Il en découle de nombreuses conséquences, en voici quelques-unes :

- les hernies discales postérieures signent l'écrasement du disque intervertébral qui se dérobe vers l'arrière.
- les sciatiques lombaires. La réduction du canal rachidien par les hernies discales provoque l'écrasement des nerfs sciatiques et une irradiation dans le membre inférieur.
- les lombalgies regroupent les douleurs postérieures lombaires d'origine mécanique inflammatoire (« low back pain » en anglais).
- l'arthrose rachidienne lombaire (lombarthrose ou arthrose dorsolombaire).

Les articulations dorsales lombaires sont soumises au poids du haut du corps et aux chocs de la réaction du sol lors de la locomotion. La courbure lombaire doit permettre de répartir de façon optimale les pressions mécaniques du corps en mouvement sur les corps vertébraux. S'il y a déséquilibre, des surcharges locales apparaissent et provoquent un pincement. La courbure mise en cause est l'hyperlordose lombaire. Elle est causée par une antéversion du bassin lorsque celle-ci devient trop importante. Des études montrent la corrélation entre l'antéversion et l'hyperlordose en situation de marche (Levine, 1996; Chèze, 2003). En effet, lors de la marche avec orthèses, Chèze et al. (2003) étudient la rétroversion du bassin et le redressement de la région lombaire et montrent que ces paramètres conduisent à la délordose. A contrario, certains auteurs ne trouvent qu'une faible corrélation entre ces deux paramètres en situation debout (Youdas, 2000). Khamis et al. (2007) testent l'hyperpronation (valgus) du pied sur le membre inférieur, leurs résultats statistiques montrent une augmentation significative de l'inclinaison antérieure du bassin avec la rotation interne du membre inférieur induit par la pronation du pied (Figure I.22).

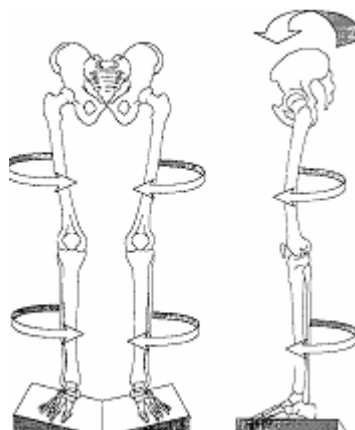


Figure I.22 : Effet de l'hyperpronation du pied sur l'inclinaison antérieure du bassin (Khamis, 2007)

Ainsi, les paramètres biomécaniques incriminés dans le pincement lombaire sont l'angle d'antéversion du bassin lié à la rotation interne excessive du membre inférieur sur les hanches et l'angle de varus/valgus de la cheville. En effet, la rotation interne, qui apparaît surtout pendant la phase plantigrade et la phase digitigrade, fait rentrer les têtes coxo-fémorales dans les cotyles, ce qui a pour conséquences : d'antérioriser l'inclinaison du bassin et de créer un pincement répétitif.

Le Tableau I.7 présente le modèle patho-mécanique le plus rencontré pouvant être mis en cause dans les pincements lombaires.

Tableau I.7 : Modèle patho-mécanique lié aux pincements lombaires

Modèle statique	+	Modèle dynamique	=	Symptômes articulaires	Pathologie
Indépendant des angulations du genou (plan frontal)	+	Comportement du pied dans la phase plantigrade et la phase digitigrade (excès de rotation interne du squelette jambier)(plan transversal) Hyperpronation du pied	=	Rotation interne du membre inférieur très supérieure à 6° et bascule antérieure accentuée du bassin pendant la marche (angle d'antéversion supérieure à 10°)	Pincements postérieurs lombaires

I.4.3 Coxarthrose

La coxarthrose est l'arthrose de la hanche. D'après Pauwels (1959), elle 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. Ainsi, la pathologie se déclenche par un excès de sollicitation mécanique sur une surface portante insuffisante (diminution de l'équiportance ou pincement) conséquence d'une tête fémorale mal positionnée dans le cotyle. Ce défaut de congruence entre la tête fémorale et le cotyle conduit à une usure anormale du cartilage articulaire sur une zone de la tête fémorale et du cotyle. Il est imputable à un problème de la cinématique articulaire qui transmet les pressions sur des zones locales de l'articulation. Les zones d'usure les plus touchées au niveau de la tête fémorale et du cotyle sont les pincements : antéro-supérieur externe ou postéro-inférieur interne, suivant le modèle patho-mécanique (Tableau I.8). Ces pincements ont lieu au moment de la phase taligrade, de l'attaque du talon jusqu'au rabattement du pied lors du pic maximum de la force verticale. L'augmentation des moments

en abduction/adduction de la hanche est liée aux mauvais alignements des centres articulaires de la cheville, du genou et de la hanche (genou valgum ou varum). De ce fait, elle cause une amplification de la contrainte sur l'articulation de la hanche. De plus, les mauvais alignements des centres articulaires dans le plan frontal positionnent défavorablement la tête fémorale dans le cotyle conduisant au défaut de congruence entre la tête fémorale et le cotyle. Les centres articulaires alignés (genou valgum physiologique) et les rotations internes/externes physiologiques du membre inférieur contribuent à la position de congruence optimale de l'articulation de la hanche.

Tableau I.8 : Modèles patho-mécaniques liés aux pincements dans l'articulation de la hanche

Cas	Modèles statiques	+	Modèles dynamiques	=	Symptômes articulaires	Pathologies
N°1	Genou valgum	+	Comportement du pied dans la phase taligrade (excès de rotation interne du squelette jambier)(plan transversal) Hyperpronation du pied	=	Rotation interne du membre inférieur très supérieure à 6°, augmentation de l'adduction de la hanche (angle d'adduction de la hanche très supérieure à 5°)	Pincement antéro-supérieur externe
N°2	Genou varum	+	Comportement du pied dans la phase taligrade (déficit de rotation interne du squelette jambier)(plan transversal) varus du pied	=	Rotation interne du membre inférieur très inférieure à 6°, diminution de l'adduction de la hanche (angle d'adduction de la hanche très inférieure à 5°)	Pincement postéro-inférieur interne

Nous allons expliciter le cas n°1. Le genou valgum porte le fémur en adduction par rapport à la hanche. De plus, lors de la phase taligrade, la flexion de la hanche monte la tête fémorale dans le cotyle, le rabattement du pied hyperpronateur entraîne une rotation interne importante du fémur sur la hanche et rentre la tête fémorale dans la cotyle (pincement antéro-supérieur). De surcroît, la rotation interne et la flexion du genou augmentent le valgum dans le plan frontal et donc aggravent l'adduction de la hanche. Par conséquent, le pôle de la tête supéro-externe se découvre (pincement externe). Ainsi, cette cinématique de la tête fémorale avec le cotyle conduit à transmettre les efforts dans une zone délocalisée de la position de congruence optimale. Par ailleurs, le défaut d'alignement des centres articulaires du valgum du genou dans le plan frontal engendre un travail musculaire plus important pour maintenir l'équilibre, ce qui débouche sur l'augmentation des contraintes sur la zone délocalisée de

l'articulation de la hanche. Ces anomalies déclenchent l'usure prématurée de l'articulation de la hanche. Le cas n°2 est conditionné par des mouvements inverses au niveau du genou (varum) et du pied (varus).

Les paramètres biomécaniques à prendre en considération dans l'analyse de l'arthrose de la hanche sont l'angle de rotation interne/externe et d'abduction/adduction de la hanche et l'angle de varus/valgus de la cheville.

I.4.4 Gonarthrose

L'arthrose atteint une partie ou la totalité de l'articulation du genou (Figure I.23). Ainsi, on distingue en fonction de l'anatomie du genou :

- l'arthrose fémoro-tibiale interne (1) qui intéresse le compartiment fémoro-tibial interne,
- l'arthrose fémoro-tibiale externe (2) qui intéresse le compartiment fémoro-tibial externe,
- l'arthrose fémoro-patellaire (3) qui intéresse l'articulation fémoro-patellaire, entre la rotule et le fémur,
- et l'arthrose globale touchant toute l'articulation.

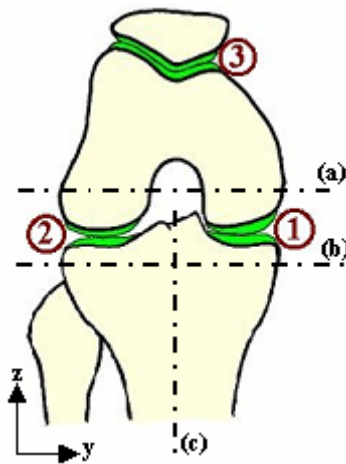


Figure I.23 : Localisation de l'arthrose de genou (d'après Hérisson, 2004); (a) : axe des condyles fémoraux, (b) : axe des plateaux tibiaux, (c) : axe mécanique du tibia.

I.4.4.1 Arthrose fémoro-tibiale interne

L'arthrose fémoro-tibiale interne est due à une usure du compartiment interne du tibia et du condyle interne du fémur. Cette usure est la conséquence de l'augmentation des pressions entre le condyle et le plateau interne qui créent un pincement latéral interne du genou et entraîne un frottement d'hyperpressions lors des mouvements de flexion/extension du genou (Hurwitz, 1998 ; Guo, 2006). Ce pincement est causé par l'angle du genou en varum (Kapandji, 1996). Le pincement interne du genou peut apparaître lors des trois phases du déroulé du pas. Il est aggravé par le comportement du pied en varus, qui peut se produire dans les trois différentes phases, et qui non seulement limite la rotation interne mais entraîne le membre inférieur en rotation externe, accentuant ainsi l'angle de varum dans le plan frontal lors de la flexion. Le modèle patho-mécanique classique est présenté dans le Tableau I.9.

Tableau I.9 : Modèle patho-mécanique classique lié au pincement interne de genou

Modèle statique	+	Modèle dynamique	=	Symptômes articulaires	Pathologie
Genou varum	+	Comportement du pied dans la phases taligrade, la phase plantigrade et la phase digitigrade (déficit de rotation interne du squelette jambier)(plan transversal) varus du pied	=	Rotation interne du membre inférieur très inférieure à 6°, aggravation du varum du genou (angle de varus du genou très supérieur à 5°)	Pincement interne du genou

Les paramètres biomécaniques à prendre en considération dans l'expertise du pincement interne du genou sont l'évolution de l'angle de varus/valgus du genou et les angles de rotation interne/externe et de varus/valgus de la cheville dans les trois phases d'appui.

I.4.4.2 Arthrose fémoro-tibiale externe

L'arthrose fémoro-tibiale externe est la conséquence du pincement entre le plateau tibial externe et le condyle fémoral externe. Le mécanisme du pincement latéral externe du genou est l'inverse de celui de l'usure entre le plateau et le condyle interne (Tableau I.10). Il est causé par l'angle du genou en varum (Kapandji, 1996) (Figure I.14).

Tableau I.10 : Modèle patho-mécanique classique lié au pincement externe de genou

Modèle statique	+	Modèle dynamique	=	Symptômes articulaires	Pathologie
Genou valgum	+	Comportement du pied dans la phase taligrade, la phase plantigrade et la phase digitigrade (excès de rotation interne du squelette jambier)(plan transversal) valgus du pied	=	Rotation interne du membre inférieur très supérieure à 6°, aggravation du valgum du genou (angle de valgus du genou très supérieur à 5°)	Pincement externe du genou

Les paramètres biomécaniques pertinents dans l'évaluation du pincement externe de genou sont similaires à ceux du pincement interne de genou.

I.4.4.3 Arthrose fémoro-patellaire

L'arthrose fémoro-patellaire classique est la cause d'un pincement entre la face externe de la rotule et la surface latérale de la trochlée, appelé aussi syndrome fémoro-patellaire. Ce pincement est provoqué par la traction du quadriceps sur la rotule désaxée avec le tendon rotulien. La rotation externe exagérée du tibia par rapport au fémur cause le désalignement de l'axe de traction du quadriceps avec l'axe du tendon rotulien (Kapandji, 1996; Chèze, 2003; Hérissou, 2004) (Figure I.24).

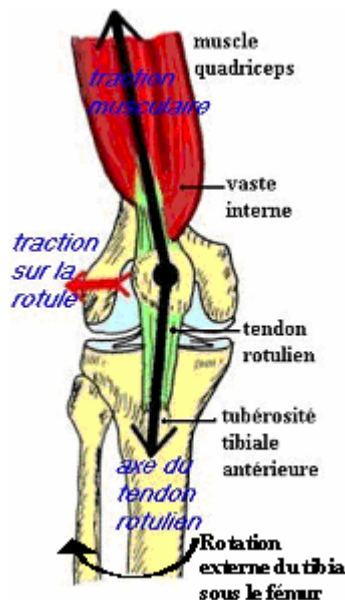


Figure I.24 : Illustration du syndrome fémoro-patellaire (d'après Hérissou, 2004);

Le modèle patho-mécanique menant au syndrome fémoro-patellaire est présenté au Tableau I.11.

Tableau I.11 : Modèle patho-mécanique lié au pincement externe de la rotule

Modèle statique	+	Modèle dynamique	=	Symptômes articulaires	Pathologie
Indépendant des angulations du genou (plan frontal)	+	Comportement du pied dans la phase plantigrade et la phase digitigrade (excès de rotation interne du squelette jambier) (plan transversal) Hyperpronation du pied	=	Rotation interne du membre inférieur très supérieure à 6° et rotation externe excessive du tibia par rapport au fémur très supérieure à 6°	Pincement externe de la rotule

Les paramètres biomécaniques utiles dans l'examen du pincement externe de la rotule sont l'angle de rotation interne/externe du genou et l'angle de rotation interne/externe et de varus/valgus de la cheville.

I.4.5 Synthèse des paramètres biomécaniques patho-mécaniques

Afin de comparer et de repérer les paramètres pertinents en défaut conduisant à une pathologie, il est nécessaire d'établir le bilan des valeurs physiologiques de ces paramètres pour les modèles : statique et dynamique. Ces amplitudes s'appuient sur les travaux de Plas (1989), Kapandji (1996), Viel (2000), Wolf (2006) et les appréciations basées sur l'expérience des podologues. Le Tableau I.12 résume les paramètres pertinents à observer pour évaluer une pathologie et leurs intervalles angulaires physiologiques en degrés.

Tableau I.12 : Amplitudes angulaires physiologiques des paramètres pertinents pour l'évaluation de pathologies ostéo-articulaires (T : instant du pic maximum de la force verticale du sol sur le pied dans la phase taligrade, P : instant du pic minimum de la force verticale du sol sur le pied dans la phase plantigrade, D : instant du pic maximum de la force verticale du sol sur le pied dans la phase digitigrade).

Articulations	Cheville							Genou						Hanche			Pelvis			
Angles inter-segmentaires	Angle de valgus				Angle de rotation interne (tibia/pied)			Angle de valgus				Angle de rotation interne (fémur/tibia)		Angle d'adduction			Angle d'antéversion			
Mesures	statique	dynamique			dynamique			statique	dynamique			dynamique			dynamique			dynamique		
Phases		T	P	D	T	P	D		T	P	D	T	P	D	T	P	D			
Valeurs en °	[5 -5]	[5 -5]	[6 -4]	[6 -4]	[7 -1]	[8 0]	[8 0]	[5 -5]	[7 1]	[6 0]	[5 -1]	[8 0]	[6 -2]	[6 -4]	[7 3]	[5 1]	[4 0]	[4 12]	[4 12]	[4 12]

Les positions angulaires, entre les segments adjacents, évaluées en statique et pendant les instants caractéristiques des phases : taligrade, digitigrade et plantigrade, constituent les références qui seront utilisées pour détecter les défauts de la chaîne cinématique dans notre étude sur les dysfonctionnements de l'appareil locomoteur. Ces instants spécifiques du cycle ont été choisis en rapport avec les expertises pratiquées en podologie. Ceux-ci sont les situations où les effets des dysfonctionnements sont les plus destructeurs pour les structures en contact. Ils sont explicités à la section III.3 du chapitre III.

1.5 Conception des orthèses plantaires

Ce paragraphe nous permettra, dans l'analyse de nos résultats, de quantifier les effets correcteurs des semelles sur le membre inférieur. Connaissant les quantités de chaque correction appliquées sur les semelles pour « réajuster » la cinématique articulaire, nous serons en mesure d'étudier les concomitances entre les paramètres biomécaniques sélectionnés comme pertinents dans l'évaluation des pathologies courantes. Ainsi, il nous sera possible de formuler les mécanismes conduisant aux pathologies énoncés précédemment et ceux par lesquels le repositionnement biomécanique du pied par la semelle podale contribue au bon fonctionnement de la chaîne articulaire. En effet, la physiologie des mouvements du membre inférieur pendant la marche étant connue, nous pourrions constater et mesurer l'efficacité des corrections suivant les pathologies.

La semelle orthopédique est conçue pour corriger les appuis du pied pendant la marche. Elle « réajuste » la position des centres articulaires lors des trois phases du mouvement où le pied est en contact avec le sol.

Le fonctionnement anormal du pied dans le temps conduit à des pathologies microtraumatiques et abarticulaires⁶ de l'appareil locomoteur en situation de vie quotidienne ainsi que lors d'activités sportives (Harradine, 2006). En effet, le pied est l'origine de la chaîne fermée entre le sol et le corps. Il canalise les forces et les moments de réaction du sol vers les articulations.

Le principe de chaîne ouverte et chaîne fermée du membre inférieur s'énonce de la manière suivante :

⁶ Régions externes de l'articulation.

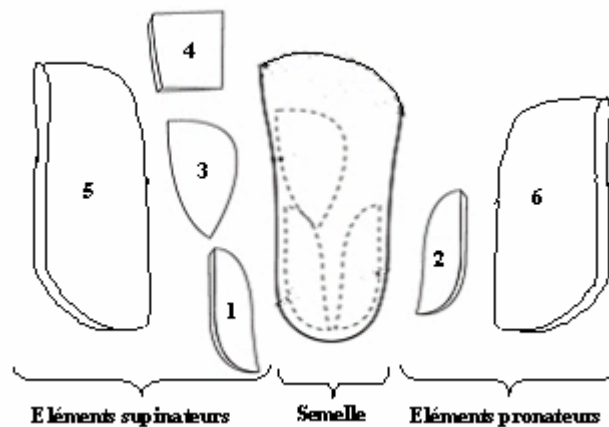
- en chaîne ouverte, le membre n'est pas en charge (phase d'oscillation), ce sont les muscles seuls qui dirigent le mouvement.
- en chaîne fermée, le membre est en charge (phase d'appui), le comportement du pied conditionne les déplacements interosseux pris lors du mouvement. Les muscles subissent le mouvement et agissent sur les segments pour les maintenir emboîtés par des actions agonistes et antagonistes. Ils participent au contrôle : du freinage ou de l'accélération et/ou de la stabilité, des segments. Les centres articulaires désaxés contraignent les muscles à travailler en excès pour maintenir l'équilibre des membres. « L'os domine sur le muscle qui subit ».

Le précepte de base de la conception de l'orthèse biomécanique consiste en la prise de l'empreinte de la face plantaire du pied selon une position de référence. Cette position doit représenter la position dynamique optimale du pied pour la locomotion. Elle réajuste les articulations du pied pour réorganiser la chaîne articulaire du membre inférieur dans une position neutre pendant le mouvement de marche. Cette position neutre détermine l'efficacité de la transmission des forces le long du membre inférieur et dans tout le corps. L'orthopédiste porte attention à la position des segments lors de la phase d'appui du pied au sol. Ainsi, l'orthèse vise à normaliser les forces transmises aux articulations en forçant la biomécanique du pied dans la position dynamique optimale (Boucher, 2003).

Le moulage, la rigidité et la résilience des matériaux thermoformés de la semelle répartissent de façon uniforme les pressions sous le pied. Ils sont les éléments primordiaux pour maintenir solidement et canaliser le pied confortablement dans la position optimale durant la marche. La position neutre optimale est identifiée par l'alignement des centres articulaires de la jambe dans le plan frontal, genou fléchi de 20° environ (correspond à la flexion maximum du genou lors de l'appui unipodal). La flexion du genou permet de déverrouiller celui-ci et donc de le positionner correctement frontalement. Une fois l'orthèse moulée, on lui applique les éléments correcteurs pour maintenir la position optimale du pied dans la chaussure avec l'orthèse. Les trois phases de la marche sont alors prises en compte pour la confection des corrections sur la semelle (Tableau I.13). Un élément postérieur, si nécessaire, corrige la position du talon lors de son contact avec le sol. Un élément médian, si nécessaire aussi, corrige la position du médio-pied et de l'avant-pied dans la phase plantigrade. De même, un élément antérieur ajuste la position de l'avant-pied dans la phase digitigrade.

Tableau I.13 : Les différents éléments de correction applicables sur la semelle

Phase taligrade	Phase plantigrade	Phase ditigrade
1- Le coin supinateur postérieur dévie l'arrière-pied en varus. 2- Le coin pronateur postérieur dévie l'arrière-pied en valgus	3- L'hémi-coupole interne maintient et restructure l'arche interne en supination. (corrige la pronation du médio-pied et de l'avant-pied)	4- Le soutien supinateur antérieur sous la 1 ^{er} tête métatarsienne (prolonge l'effet supinateur de l'hémi-coupole interne)
5- Le coin supinateur total dévie la totalité du pied en varus 6- Le coin pronateur total dévie la totalité du pied en valgus		



Les actions de correction sur l'arrière-pied, le médio-pied et l'avant-pied peuvent être continues ou induire des actions secondaires sur d'autres parties du membre inférieur. Les intensités des éléments correcteurs dépendent des angles de pronation et supination anormaux du pied lors de son déroulement au sol. En agissant sur ces angles, la semelle aligne les centres articulaires du membre inférieur. Elles ont pour objectif de positionner le pied de manière optimale pour permettre de réorganiser les mouvements de la chaîne articulaire du membre inférieur dans une topologie dite de moindres contraintes (répartition uniforme des pressions sur les surfaces articulaires). Cette topologie permet de soulager les structures en défaut en réduisant l'inflammation (les semelles ont un effet antalgique) et de rétablir l'usure normale du vieillissement des cartilages (traitement curatif et préventif).

Les informations données pour la fabrication des semelles sont essentielles pour identifier les interrelations entre les paramètres biomécaniques du pied, de la cheville, du genou, de la hanche et du bassin dans le cas d'une pathologie. Ainsi, celles-ci permettront de définir les paramètres biomécaniques pertinents dans l'évaluation et le suivi des pathologies : lombalgie, coxalgie et gonalgie.

1.6 Conclusion

Bien que l'efficacité des semelles thermoformées soit reconnue dans le domaine médical et plus précisément en orthopédie et en podologie, il manque une identification et une quantification des paramètres biomécaniques impliquées dans les dysfonctionnements du membre inférieur. En effet, les diagnostics des défauts de la chaîne articulaire et la fabrication de la semelle demeurent empiriques et reposent sur le seul jugement de l'expert médical. Il convient donc d'uniformiser les connaissances pour pouvoir les exploiter dans des champs plus larges comme l'industrie de la chaussure et les équipementiers sportifs. Pour parvenir à ce niveau cognition, il est nécessaire de mettre en place des protocoles de mesure et des outils d'analyse pour quantifier les paramètres biomécaniques pertinents permettant l'évaluation objective des défauts du mouvement, puis de proposer une solution de correction adaptée à chaque individu.

Ainsi, nous proposons d'étudier les paramètres biomécaniques identifiés dans ce chapitre et impliqués dans les pathologies : lombalgie, coxalgie et gonalgie. En effet, il est nécessaire de comparer ces paramètres sur des sujets pathologiques suivant deux modalités : pied non corrigé et pied corrigé avec semelle. Les variations entre les deux modalités nous permettront d'identifier et de quantifier le dysfonctionnement (sans semelle) et le fonctionnement « optimal » (avec semelle) de l'appareil locomoteur. Nous serons ensuite en mesure d'étudier les interrelations entre les paramètres biomécaniques du membre inférieur.

Les paramètres biomécaniques seront mesurés sujet par sujet à l'aide d'un protocole d'étude et d'un système d'enregistrement performant. Le chapitre suivant expose les moyens de mesure existants et le choix réalisé parmi ceux-ci afin de répondre au mieux aux objectifs de notre étude. Pour évaluer dans les meilleures conditions les dysfonctionnements, nous proposerons un protocole « générique » dédié à la quantification des paramètres biomécaniques impliqués dans les pathologies étudiées : lombalgie, coxalgie et gonalgie.

CHAPITRE II : Analyse du mouvement : Application à l'étude des pathologies de l'appareil locomoteur

II.1 Introduction

Ce chapitre présente le protocole expérimental mis en place pour l'étude des pathologies de l'appareil locomoteur. Ce protocole a pour objectif de quantifier les paramètres biomécaniques issus de l'analyse cinématique et considérés comme pertinents dans l'évaluation des pathologies étudiées : lombalgie, coxalgie et gonalgie, que nous avons décrit au chapitre I.

De ce point de vue, nous chercherons, dans la première étude (chapitre III), à analyser la pertinence des paramètres biomécaniques cinématiques pour détecter les pathologies. Dans cette démarche, nous évaluerons les paramètres à des instants particuliers du cycle de marche. A partir de ceux-ci, nous constituerons les modèles patho-mécaniques responsables de l'apparition des pathologies. Puis, nous identifierons les paramètres qui caractérisent chacune des pathologies étudiées. Enfin, nous établirons les liaisons existantes entre les paramètres afin de comprendre les mécanismes pouvant conduire aux pathologies.

La deuxième étude (chapitre IV) viendra compléter l'analyse cinématique par une analyse dynamique des dysfonctionnements de l'appareil locomoteur. Celle-ci permettra de comprendre les mécanismes de rééquilibration des bras de levier sur les contraintes ostéo-articulaires. Pour rendre compte des conditions de fonctionnement du système locomoteur, nous calculerons les moments articulaires caractérisant les paramètres dynamiques du mouvement. Puis, nous déterminerons les relations possibles entre les paramètres cinématiques et dynamiques dans l'évaluation de pathologies.

L'analyse cinématique de la marche exploite un ensemble de moyens de mesure et méthodes qui doivent répondre à plusieurs critères : permettre une mise en œuvre facile du système d'acquisition, réduire au maximum la gêne induite par les capteurs pour affecter le moins possible le pattern de marche, avoir une bonne précision et une bonne répétabilité des mesures pour comparer les résultats des différentes conditions d'expérimentation. C'est pourquoi, ce chapitre débutera par une brève synthèse bibliographique relative aux outils de mesure généralement utilisés par la communauté biomécanicienne dans le cadre de l'analyse du mouvement. Une attention particulière sera portée dans la caractérisation de leurs

avantages et inconvénients. Cette synthèse permettra de sélectionner le matériel le mieux adapté à notre problématique. L'instrumentation ainsi que le protocole (réalisé au Laboratoire Handibio-ESP de l'Université du Sud Toulon-Var) seront alors détaillés. Puis, nous décrirons les méthodes de traitement des données brutes indispensables à l'obtention des paramètres biomécaniques exploitables pour les praticiens.

II.2 Historique

(Source : article de Science et Vie, « L'univers de la gravitation » (1998))

Depuis des siècles, l'esprit scientifique humain tente de décrire les phénomènes qu'il observe dans la nature. La première théorie physique date du 4^{ème} siècle avant Jésus Christ. Aristote avait postulé qu'il existait des lieux et des directions privilégiées : en bas, la terre, en haut, le ciel. Sur terre, la direction privilégiée était la verticale : tout corps non contraint suivait cette direction. Les corps ordinaires étaient naturellement attirés vers le sol.

A partir du 16^{ème} siècle, Copernic (1566), Kepler (1596) puis Galilée (1610) vont successivement s'intéresser aux mouvements des astres. Les premières lois physiques vont être posées et permettront de décrire le mouvement d'une planète autour du soleil. Cependant, ces lois restent purement empiriques et aucune réelle théorie n'a pu être développée. Newton aurait compris ces phénomènes en recevant la célèbre pomme sur sa tête. Il va alors se livrer à de nombreuses expériences pour déterminer une loi donnant les variations de la notion de force qui attire les masses de deux corps avec la distance qui les sépare. Partant de ses expériences, Il énonce la formule du principe d'inertie et la relation fondamentale de la dynamique (Newton, 1687). A partir de là, le développement des mathématiques va conduire les physiciens comme Euler (1736) et Lagrange (1771) à formuler les équations différentielles du mouvement. Depuis lors, les mathématiciens et chercheurs contribuent à établir des méthodes de résolutions des équations du mouvement de plus en plus complexes.

Le mouvement des êtres vivants passionne depuis plusieurs siècles les scientifiques soucieux d'en comprendre le mécanisme. C'est ainsi que les outils et systèmes d'observation des corps en mouvement connaissent un essor qui ne cesse d'évoluer avec le développement des nouvelles technologies. La chronophotographie, qui consiste à prendre des photographies d'un mouvement pour le décomposer, est notamment un outil précurseur dans l'analyse du mouvement. Marey et Demyer (1886) utilisent ce principe pour inventer le fusil

photographique. Ils deviennent, alors, les premiers chercheurs dans le domaine de l'analyse du mouvement en utilisant leur invention pour étudier la locomotion humaine (Figure II.1). C'est ainsi que l'analyse biomécanique de la locomotion humaine est née.

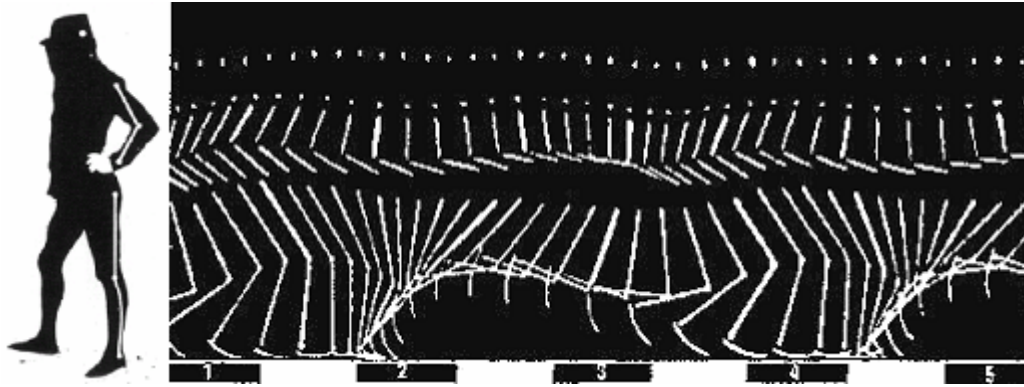


Figure II.1 : Enregistrement d'un coureur en costume noir à bandes blanches (Marey, 1886)

L'étude du mouvement humain a pris une grande ampleur dans de nombreux domaines de recherche. Elle intéresse les domaines tels que la médecine (Andriacchi, 1994; Nadeau, 1997; Boughiden, 2002; Goujon, 2006), le sport (Lacouture, 1991; Pudlo, 1999; Blais, 2004; Begon, 2006), l'ergonomie (Verriest, 1991; Wang, 1998; Rezzoug, 2000; Gillet, 2004; Faupin, 2005; Lempereur, 2006), la robotique (Gorce, 2000; El Hafi, 2000), l'animation et la simulation de personnages de synthèse (Badler 1993; Multon, 1998; Ménardais, 2003) ou encore la biomécanique (Cloup, 1989; Chèze, 1993; Vanel, 1996; Watelain, 1999; Pomero, 2002). Cette dernière est particulièrement utilisée pour l'analyse de la locomotion humaine. En effet, elle est adaptée à l'élaboration de modèles mécaniques et comportementaux nécessaires à l'analyse de la marche humaine (Cappozzo, 1984; Pandy, 1988; Winter, 1990; Chèze, 1993; Barbier, 1994; Doriot, 2001).

Les outils de mesure permettent l'étude du mouvement dans le temps et l'espace. Ils enregistrent les positions successives de points liés aux segments corporels et les forces externes de contact entre le corps et son environnement extérieur. Ainsi, ils permettent de quantifier le mouvement pour le décrire et le caractériser. On trouve deux grandes familles de moyens d'analyse : les techniques de mesure cinématique (analyse du mouvement) et les techniques de mesure dynamique (analyse des forces engendrées pour et par le mouvement).

II.3 Les systèmes de mesure du mouvement

Les systèmes de mesure du mouvement peuvent être divisés en trois catégories : les systèmes de mesure cinématique, les instruments de mesure dynamique et l'électromyographie (Gorce, 2000). L'électromyographie (EMG) est une technique d'enregistrement de l'activité électrique musculaire à l'aide d'électrodes placées sur les muscles à étudier. Il existe des électrodes de surface qui enregistrent l'activité musculaire à travers la peau, et des électrodes intramusculaires pour l'étude des muscles profonds. Nous ne développerons pas cette technique car nos travaux n'ont pas pour objectif de quantifier l'activité musculaire. Dans cette étude, seuls les principaux moyens de mesure cinématique et de mesure dynamique seront développés.

II.3.1 Les outils de mesure cinématique 3D

En biomécanique, l'analyse cinématique consiste à décrire les variations de position des segments corporels dans l'espace et dans le temps. Les moyens de mesure cinématique tridimensionnelle de la marche utilisent des technologies à base de capteurs (goniomètres, accéléromètres, gyroscopes magnétiques) ou à base de vision (caméras, systèmes optoélectroniques) (El Hafi, 2000). Ceux couramment utilisés dans le domaine de la biomécanique sont les goniomètres articulaires (Chao, 1980; Gaitosik, 1987), les accéléromètres (Padgaonkar, 1975), les capteurs de positions magnétiques (Milne, 1996) et les systèmes optoélectroniques (Slobounov, 1999).

II.3.1.1 Les techniques à base de capteur

II.3.1.1.a Les goniomètres

Les goniomètres ont souvent été utilisés pour analyser le cycle de marche (Oberg, 1994). Ils sont composés de deux branches fixées à un potentiomètre (capteurs angulaires). L'information mesurée est une différence de potentiel qui traduit une variation d'angle entre deux segments corporels (Figure II.2). Chaque branche est attachée à un segment et l'axe du goniomètre se place sur l'axe de rotation théorique de l'articulation. La pose et l'étalonnage des goniomètres sont très importants pour obtenir une bonne reproductibilité et fiabilité des mesures (Faivre, 2003). Les potentiomètres à résistances variables donnent une valeur analogique de l'angle d'ouverture et les codeurs optiques incrémentaux fournissent des

valeurs analogiques des positions angulaires.

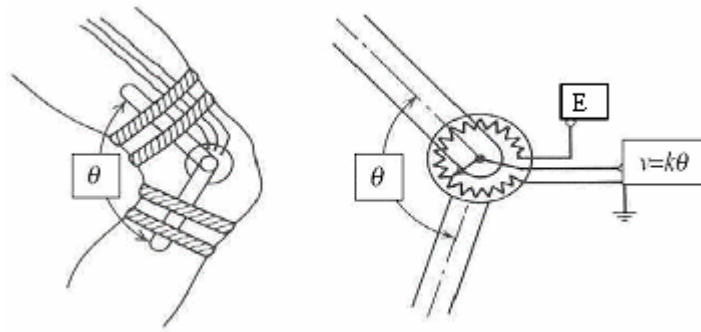


Figure II.2 : Schéma de principe de fonctionnement d'un goniomètre avec potentiomètre (Winter, 1990), une tension E constante est appliquée au potentiomètre et la tension de sortie v varie proportionnellement à l'angle θ

Une technologie à base de jauges de contraintes insérées dans une gaine flexible permet de mesurer une différence de résistance (Figure II.3). Cette dernière est proportionnelle aux variations angulaires suivant l'axe longitudinal des deux boîtiers terminaux.

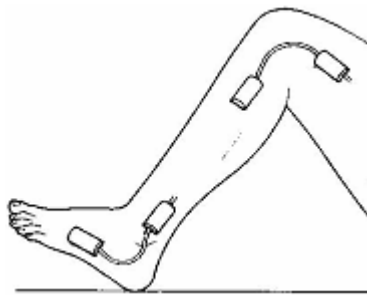


Figure II.3 : Goniomètres à base de jauges de contraintes (Whittle, 1996)

Actuellement, la plupart des goniomètres, quelle que soit la technologie, permettent des mesures tridimensionnelles (Chao, 1980). Ils présentent l'avantage d'être peu coûteux et autorisent la lecture directe des valeurs angulaires. Cependant, leur encombrement n'est pas négligeable et la gêne occasionnée peut perturber le geste étudié (Figure II.4). De plus, le positionnement des goniomètres sur les parties molles (cutané et musculaire) demande un certain temps et une attention particulière. L'alignement des capteurs sur les tissus mous varie au cours du mouvement et peut provoquer des imprécisions dans les mesures. Enfin, la localisation du centre articulaire et des centres instantanés de rotations de certaines articulations comme le genou (mouvements de roulement glissement) provoque des erreurs de précision significatives (Rothstein, 1983).

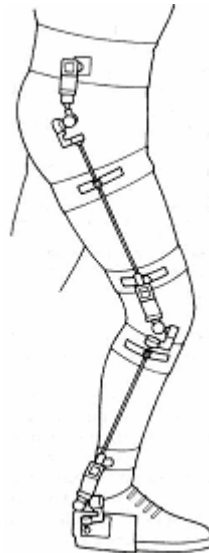


Figure II.4 : illustration d'un système goniométrique tridimensionnelle pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville et de son encombrement (Whittle, 1996)

Cette technique a donné lieu à de nombreuses études sur la marche parmi lesquelles nous pouvons citer :

- l'étude de la marche à vitesse lente, normale et rapide (Winter, 1990),
- l'étude de la marche de l'enfant (Brenière, 1989),
- l'étude de la marche de sujet atteint d'arthrose du genou (Payne, 2000).

II.3.1.1.b Les accéléromètres

Les accéléromètres sont des capteurs mesurant l'accélération subie par un solide en mouvement (Evans, 1991). Ils utilisent le principe fondamental de la dynamique liant la force à l'accélération d'une masse ($\vec{F} = m \cdot \vec{a}$). L'objectif est de quantifier les forces d'inertie qui s'appliquent sur la masse (m) en mouvement. La déformation des matériaux piézo-électriques ou des jauges de contraintes par un objet de masse connue est proportionnelle aux forces appliquées à celle-ci pour la mouvoir (Figure II.5).

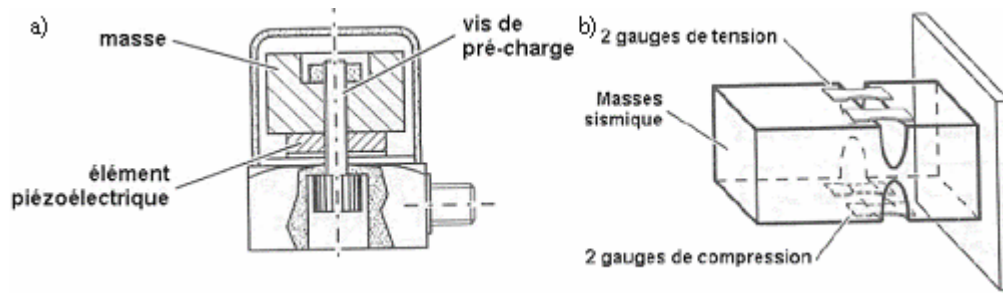


Figure II.5 : Illustration de la composition d'un accéléromètre, a) : piézoélectrique et b) : jauges de contraintes

On mesure à la sortie des accéléromètres une tension ou une résistance proportionnelle à la force appliquée. La masse étant connue et constante, l'accélération peut être calculée. Un accéléromètre tri-axial permet de connaître les composantes d'accélération d'un point du corps dans l'espace. Il est composé de trois accéléromètres disposés à angle droit, les uns par rapport aux autres (Figure II.6). Pour connaître la position d'un point du corps en mouvement, deux intégrations de l'accélération sont nécessaires ainsi que la position initiale du point de départ du mouvement.

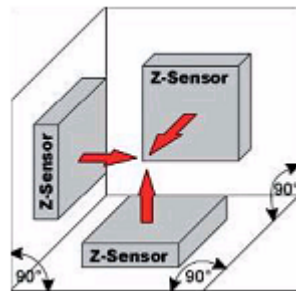


Figure II.6 : Schéma de principe de l'accéléromètre tri-axial

La mise en œuvre des accéléromètres pour la capture du mouvement des segments corporels est délicate (Dujardin, 1998). En effet, deux accéléromètres tri-axiaux, correctement positionnés sur un segment, fournissent le déplacement de deux points du segment dans l'espace. Ainsi, on peut calculer la position spatiale du segment (Morris, 1973). Padgaonkar (1975) recommande d'utiliser trois accéléromètres tri-axiaux par segment. Cette configuration permet d'obtenir la position et l'orientation du segment dans l'espace connaissant la trajectoire de trois points de celui-ci.

L'augmentation du nombre d'accéléromètres pour mesurer le mouvement peut vite devenir prohibitif (Slobounov, 1999). Le placement géométrique des accéléromètres sur les

segments nécessite de connaître les positions initiales. Un calage est donc obligatoire pour définir la géométrie du système corporel étudié. De plus, les accéléromètres sont hautement sensibles à la pesanteur. Il faut donc connaître parfaitement leur position par rapport à la verticale car un faible décalage peut perturber fortement la pertinence des données. Ils sont également extrêmement influencés par les faibles déplacements et enregistrent le moindre mouvement. Par conséquent, les mouvements cutanés des masses molles peuvent induire un signal parasite important qui perturbe la mesure du déplacement d'un segment.

Les principaux avantages de l'utilisation des accéléromètres sont : l'acquisition de mouvements très rapides, la fréquence d'échantillonnage atteignant le kilohertz et la disponibilité immédiate des résultats. C'est la raison pour laquelle les accéléromètres ont été fréquemment utilisés dans le cadre d'études sur la marche humaine. On peut citer les travaux de :

- Dujardin et al. (1998) sur l'étude de la marche de sujet affecté d'une arthrose de hanche,
- Wagenaar et al. (1992) sur l'étude de la marche de sujet hémiparétique.

II.3.1.1.c Les capteurs de positions magnétiques

Cette technique de capture du mouvement utilise les propriétés des champs magnétiques. Le système est formé de deux ensembles d'antennes orthogonales entre elles. Le premier ensemble est placé à l'intérieur d'un émetteur (générateur électromagnétique) et le second à l'intérieur d'un récepteur (capteur). Le signal (champ magnétique) reçu par le récepteur permet de déduire la position et l'orientation de celui-ci par rapport à l'émetteur (An, 1988) (Figure II.7).

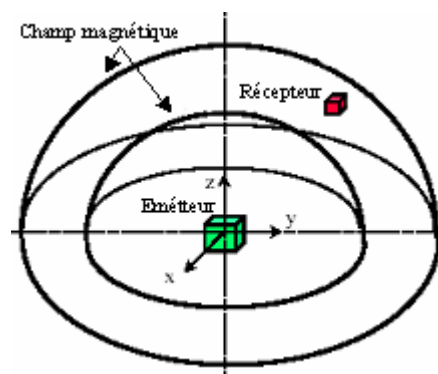


Figure II.7 : Schéma de principe du système magnétique (d'après An, 1988)

Ainsi, les capteurs placés sur les segments corporels mesurent le champ magnétique émis par un générateur électromagnétique. A chaque fois qu'un capteur mesure le champ émis, l'information est renvoyée vers un ordinateur de contrôle qui calcule la position et l'orientation du segment dans l'espace. Il existe un grand nombre de systèmes d'analyse gestuelle à base de capteurs magnétiques, nous pouvons citer :

- le système Flock of Birds d'Ascension Technologies (Figure II.8),
- le système Fastract de Polhemus.

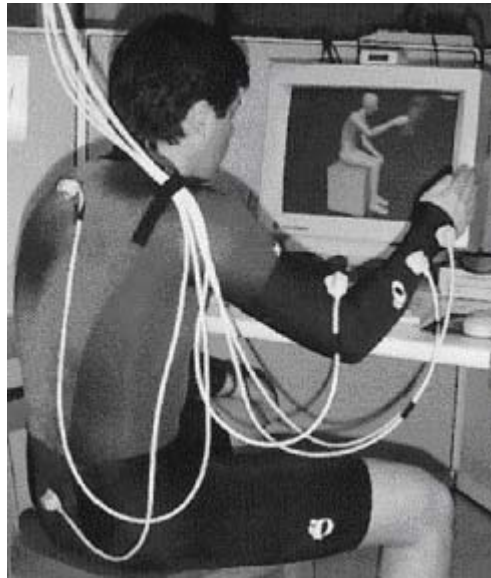


Figure II.8 : Exemple d'application avec le système Flock of Birds (Ascension Technologies)

Les capteurs de positions magnétiques ont aussi pour avantage d'être reconnus automatiquement et en temps réel par le système d'acquisition. Un capteur par segment est nécessaire pour connaître sa position et son orientation dans l'espace (6 degrés de liberté). Cette disposition confère une mise en œuvre aisée pour évaluer le mouvement. De plus, ces systèmes permettent une bonne précision de la mesure du mouvement dans les trois plans de l'espace pour des articulations complexes comme la hanche et l'épaule (Slobounov, 1999) ou des mouvements complexes comme la préhension (Rezzoug, 2000). En revanche, ils ont un champ d'acquisition limité et la mesure peut être perturbée par des objets ferromagnétiques (Figure II.9).

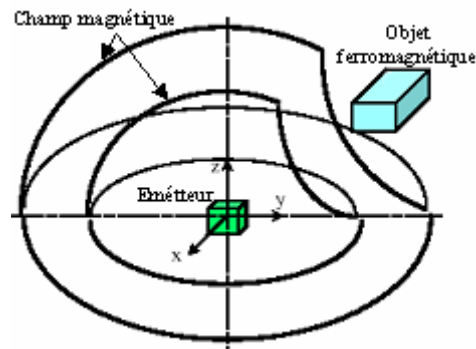


Figure II.9 : Illustration du champ magnétique de l'émetteur perturbé par un objet ferromagnétique

Ce dispositif a permis à de nombreux auteurs d'analyser la marche, nous pouvons mentionner les études de :

- Kitaoka et al. (1997) étudient le rôle stabilisateur du tendon tibial postérieur sur le pied pendant la phase d'appui de la marche.
- Woodburn et al. (1999) testent les interventions orthopédiques de sujets atteints d'arthrose de cheville.
- Sakauchi et al. (2001) analysent les patterns de marche de sujets touchés par une arthrose de genou.

II.3.1.2 Les systèmes optoélectroniques

Les informations sur les systèmes optoélectroniques ont été recueillies dans les ouvrages de Allard et Blanchi (1996), Whittle (1996) et Viel (2000).

La plupart des systèmes optoélectroniques d'analyse gestuelle utilisent la méthode de stéréovision (Cloup, 1989). Celle-ci permet de déterminer la position spatiale d'un objet à partir de la mise en correspondance de deux images planes. Cette technique est utilisée pour la reconstruction tridimensionnelle des positions de marqueurs à partir d'images provenant de caméras (Chèze, 1993). La lumière infrarouge est souvent utilisée pour la détection des marqueurs dans les images des caméras. Le rayon de lumière passe par le centre de la focale de l'objectif (centre optique) et vient exciter un ensemble de pixels sur la matrice de capteurs de la caméra. Cet ensemble de pixels se matérialise en une tache lumineuse dont on calcule le barycentre. Connaissant l'emplacement de la focale et les coordonnées de la position du barycentre de la tache lumineuse sur la matrice de la caméra, on calcule les coordonnées de la

droite de projection du marqueur. Ainsi, les informations des droites de projection issues d'au moins deux caméras permettent grâce à un algorithme de mise en correspondance de calculer les coordonnées tridimensionnelles du marqueur. La position des caméras dans l'espace doit être connue pour que l'algorithme puisse fonctionner, une phase de calibrage est donc nécessaire avant toute acquisition.

Classiquement, les systèmes optoélectroniques utilisent deux techniques, la première utilise des marqueurs actifs, et la deuxième emploie des marqueurs passifs.

II.3.1.2.a Les systèmes à marqueurs actifs

La lumière est émise par le marqueur lui-même, appelé LED (Light Emitting Diode). Les avantages des systèmes à marqueurs actifs résident dans l'identification automatique des marqueurs et une précision remarquable des trajectoires spatiales, de l'ordre du dixième de millimètre sur les coordonnées tridimensionnelles (Viel, 2000). Par ailleurs, les systèmes les plus récents peuvent fournir en temps réel les trajectoires. Par contre, ces systèmes sont limités en nombre de capteurs à cause du compromis entre la fréquence de multiplexage et le temps de traitement des signaux. De plus, les LEDs doivent être alimentées par des fils, ce qui non seulement procure une gêne mais aussi limite les distances dans l'exécution de mouvements. Les systèmes Selspot, Optotrack, Polaris et Watsmart utilisent la technique à base de marqueurs actifs.

Woltring et al. (1980) testent le système Selspot et concluent qu'il est efficace pour l'étude clinique de la marche en temps réel. Brenière et al. (1991) utilisent le même système pour étudier la phase d'initiation de la marche.

II.3.1.2.b Les systèmes à marqueurs passifs

Un projecteur à impulsion composé de LEDs est fixé sur les caméras autour de leur objectif et le marqueur est recouvert d'un scotch light ayant la particularité de renvoyer le rayon incident dans la même direction (mire rétro-réfléchissante). Les marqueurs n'ayant pas besoin de fils d'alimentation, aucune contrainte n'est imposée pour l'exécution du mouvement. Ce dispositif permet l'enregistrement de gestes complexes (études de sauts périlleux par exemple). Le champ d'acquisition peut être beaucoup plus large contrairement aux systèmes à base de capteurs actifs. De plus, le nombre de marqueurs n'est pas limité. Cependant, cette technique requiert une phase dite de « dépouillement » pendant laquelle

l'opérateur identifie chaque marqueur. Actuellement, la plupart des systèmes intègrent une routine informatique d'auto-labélisation. Ainsi, l'opérateur identifie l'ensemble des marqueurs sur une image de référence et le reste est identifié automatiquement. Il doit toutefois rester vigilant pour corriger les éventuelles erreurs dans l'identification. La précision des trajectoires tridimensionnelles dépend du champ d'acquisition. Pour un volume de plusieurs mètres carrés, elle est de l'ordre de quelques millimètres sur les trajectoires spatiales (El hafi, 1999; Viel, 2000). Parmi les systèmes existants, nous pouvons citer : Elite, Vicon, Ariel, Saga3, Motion Analysis et Smart.

De très nombreuses études d'analyse cinématique de la marche sont réalisées à l'aide de ces systèmes dans des domaines d'applications très variés. Les cliniques s'équipent de plus en plus en système optoélectronique pour l'étude de la rééducation fonctionnelle de la marche (Wittle, 1996; Viel, 2000) liée soit à des troubles moteurs comme l'hémiplégie (Bogard, 1981; Péliissier, 1997; Watelain, 1999), soit à la suite d'une chirurgie comme : la pose de prothèses articulaires, les amputations (Goujon, 2006) et les ligamentoplasties (Barbier, 1994). Les laboratoires en informatique et mécanique utilisent ces systèmes pour la simulation virtuelle (Boulic, 1990; Multon, 1998) ou le contrôle moteur de bipèdes (Gorce, 1998; El Hafi, 2000). Les laboratoires de biomécanique se munissent d'instruments optoélectroniques pour étudier, par exemple, les mécanismes du mouvement de marche (Laassel, 1992; Chèze, 1993) afin de concevoir des systèmes d'aide au diagnostic pour les professionnels de la santé (Doriot, 2001), la verticalisation de sujet pour concevoir des sièges électriques verticalisateurs (Gorce 2003) ou encore l'ergonomie des sac à dos (Gillet, 2004) et des postes de conduite automobile pour les industriels (Wang, 1999).

II.3.2 Choix du système d'analyse cinématique

Les systèmes optoélectroniques utilisant les marqueurs passifs sont les plus populaires dans l'analyse de la marche. En effet, la majeure partie des études sur la locomotion fait référence à ces systèmes comme étant les plus aptes à mesurer le mouvement de l'appareil locomoteur.

Actuellement, il est possible d'enregistrer la trajectoire des marqueurs avec une fréquence comprise entre 60 et 1000 Hz. Le nombre de caméras peut être modulable, de quatre à seize voire davantage selon le système. Cette flexibilité permet l'acquisition de gestes

complexes comme la marche pour éviter le plus possible la perte de vue des marqueurs par les caméras. De plus, les systèmes permettent d'enregistrer les trajectoires d'une grande quantité de marqueurs. Cette fonctionnalité favorise l'étude des gestes corporels avec un grand nombre de segments anatomiques pris en considération simultanément. Par conséquent, les modélisations du corps humain deviennent de plus en plus élaborées.

Ainsi, l'utilisation de système VICONTM dont est doté le Laboratoire HandiBio-ESP de l'Université du Sud Toulon-Var semble appropriée pour l'acquisition de la cinématique du membre inférieur lors de la marche. Le système VICONTM sera présenté dans la section I.5.1.

II.3.3 Les outils de mesure dynamique

L'analyse dynamique en biomécanique est l'étude des forces et moments internes qui engendrent le mouvement. Dans la pratique, il n'existe pas de méthode non invasive permettant une lecture directe des efforts transmis dans les articulations. Ainsi, le calcul des forces et moments internes passe par une modélisation du corps utilisant les lois de la mécanique. En pratique, seuls les forces et moments externes peuvent être mesurés. Elles correspondent à la réaction du corps sur l'environnement. Lors de la marche, les pieds sont en interaction avec le sol. Dans ce cadre, les systèmes de mesure dynamique consistent à enregistrer les forces et moments externes de réaction du sol sur le pied. Les principaux outils utilisés pour mesurer ces interactions sont les capteurs de pression, les plates-formes de forces et les tapis de marche instrumentés.

II.3.3.1 Les systèmes à capteurs de pression

Placés sur une piste de marche, les tapis à capteurs de pression permettent l'enregistrement de la pression plantaire exercée par le pied sur le sol (exprimées en kilo pascal (1 N/cm^2)). Ce dispositif utilise des cellules disposées sur la surface d'un tapis (avec environ 4 cellules au cm^2). La technologie utilisée exploite des jauges de contrainte qui mesurent une force de pression proportionnelle à une différence de résistivité. Les capteurs peuvent être de types capacitifs ou à base de polymères conducteurs. L'ensemble des informations transmis par les capteurs permet de cartographier la répartition et l'intensité des pressions sous la surface du pied en contact avec le sol pendant la phase d'appui. Il est alors possible de calculer le barycentre des pressions de la zone de contact (centre des pressions). Ainsi, l'évolution des positions du centre des pressions constitue la trajectoire du point

d'application de la force verticale de réaction du sol sur le pied (Rodgers, 1995; Nurse, 2001). En revanche, les capteurs de pression ne renseignent pas sur la force médio-latérale, la force antéro-postérieure et les moments produits par le mouvement du pied au sol. L'enregistrement d'un cycle de marche nécessite deux tapis et oblige le sujet à ajuster sa longueur de pas pour viser chaque tapis (Pélissier, 1994). Cette difficulté peut être écartée en utilisant des semelles équipées de capteurs.

Les semelles composées de capteurs de pression (ou baropodométriques) présentent l'avantage de ne pas modifier la cadence de la marche. Dans ce contexte, il est possible de comparer plusieurs types de chaussures et d'orthèses plantaires. Mais elles peuvent présenter une gêne et limiter le mouvement si celles-ci sont reliées par des câbles au matériel d'enregistrement. De plus, la taille des semelles n'est pas ajustable à la pointure du sujet. Les matériaux utilisés doivent être flexibles pour permettre le déroulé du pied ce qui peut conduire à les fragiliser au cours du temps.

Il existe plusieurs modes de représentation des pressions plantaires sous forme de graphiques en diagramme en deux ou trois dimensions (une couleur est attribuée suivant l'échelle de pression). Les informations recueillies sur les pressions plantaires lors de la marche, permettent de décrire le rôle du pied pendant la phase d'appui au sol et de déceler d'éventuelles « boiteries » provoquées par un défaut d'appui du pied (Gaviria, 1994; Giacomozzi, 2000). Ces deux derniers auteurs étudient la répartition des pressions et la trajectoire du centre des pressions plantaires pour montrer que des pressions très localisées entraînent une instabilité latérale du pied pendant la marche. Ils concluent que l'appui sur le bord externe du pied contribue à l'équilibre du corps lors de la phase unipodale. Des tests peuvent ainsi être menés sur la stabilité des chaussures et sur les différentes morphologies de pieds. Par exemple, Nigg et al. (1986) étudient l'impact des pieds : creux, normaux et plats, sur la stabilité des membres inférieurs pendant la course.

II.3.3.2 Les plates-formes de forces

Les plates-formes de forces sont les outils dynamométriques les plus employés pour étudier la locomotion humaine. On obtient directement les forces et moments qui s'appliquent à l'interface entre le pied et la plate-forme dans les trois directions : verticale, longitudinale (antéro-postérieure) et latérale (médio-latérale). Ceux-ci sont mesurés au centre de la plate-forme à l'aide d'un système de capteurs de force. Ces capteurs peuvent être des jauges de

contrainte (AMTI, Logalex) ou des éléments piézoélectriques (Kistler). Les signaux issus des capteurs dérivent dans le temps et doivent par conséquent être remis à zéro à chaque essai. Les plates-formes de forces souffrent des mêmes inconvénients que les tapis de pression pour lesquels il faut deux appareils pour enregistrer un cycle de marche et impliquent les mêmes contraintes sur la marche des sujets (Pélissier, 1994).

Les données de forces et de moments au centre de la plate-forme permettent de calculer la trajectoire du centre des pressions qui constitue le point d'application de la force de réaction du sol sur le pied (Cavanagh, 1978). Ces données sont indispensables pour implémenter un modèle de dynamique inverse. Ce modèle donne accès à une évaluation des forces et moments internes dans les articulations.

La plate-forme de forces est utilisée dans les études sur la marche dans lesquelles une quantification des forces et moments internes est nécessaire (modélisation). Cette technique est généralement utilisée pour comparer la marche d'une population pathologique avec une population témoin (Jensen, 2006). Dans ce contexte, la répartition des forces des condyles sur les plateaux tibiaux peut être calculée (Hurwitz, 1998). Les contraintes articulaires du genou sont utilisées pour simuler l'usure du cartilage ou la fracture des surfaces en contact au moyen de techniques de calcul en éléments finis (Lempidakis, 1992).

II.3.3.3 Les tapis de marche instrumentés

Les tapis de marche instrumentés sont équipés de plates-formes de forces. Ces systèmes rendent possible l'enregistrement successif d'un grand nombre de cycles de marche dans un espace restreint. Cependant, il faut noter deux considérations majeures. La première est liée au fait que le sujet marche sans avancer et que ses informations sensorielles s'en trouvent perturbées. La deuxième est une vitesse de marche imposée et donc implique des efforts supplémentaires de la part du sujet pour garder son équilibre. Ainsi, le tapis roulant modifie la vitesse naturelle de marche et peut modifier le pattern. En conséquence, le sujet s'accommode et stabilise sa foulée au régime de marche imposé par le tapis. Il est donc nécessaire que le sujet ait un temps d'adaptation. Plusieurs études ont été réalisées pour caractériser les modifications induites sur les paramètres de marche. Toutefois, aucune conclusion n'a été apportée sur la validité des mesures : cinématique et dynamique réalisées avec un tapis roulant (Pélissier, 1994). Plusieurs auteurs ont étudié l'influence des tapis roulant sur le pattern de marche et leurs résultats ont montré peu de différences par rapport à

la marche sur le sol (Murray, 1985; Riley, 2006). Riley et al., (2006) relèvent des différences inférieures à 2° sur les minima et maxima des paramètres cinématiques du pelvis, de la hanche, du genou et de la cheville pendant la marche.

II.3.4 Choix de l'outil de mesure dynamique

Les tapis de marche présentent un avantage majeur par rapport aux autres systèmes. En effet, ceux-ci autorisent l'acquisition de plusieurs cycles de marches dans un volume restreint. Cette disposition permet d'envisager plus facilement l'installation du protocole de mesure dans un milieu clinique. Cependant, le défilement des bandes du tapis implique de prendre certaines précautions pour évaluer correctement les paramètres dynamiques de la marche. La vitesse du tapis doit être proche de la cadence confortable du type de population étudiée. Pour régler adéquatement l'allure, les expérimentateurs doivent sélectionner dans la bibliographie des vitesses de marche en fonction de critères tels que le sexe et l'âge. Le sujet doit se sentir à l'aise quand il marche, un temps « d'adaptation » au tapis apparaît être une solution souvent utilisée par les chercheurs. La vitesse de marche et le temps d'accommodation seront présentés dans la section II.5 qui expose le protocole.

Le Laboratoire HandiBio-ESP de l'Université du Sud Toulon-Var dispose d'un de tapis de marche ADALTM. Ce système comporte 2 bandes roulantes identiques adjacents permettant l'enregistrement des appuis des deux pieds indépendamment. Chaque tapis est composé d'une bande de marche et d'un moteur d'entraînement. La structure d'un tapis est isolée mécaniquement et montée sur des capteurs piézoélectriques. Les deux moteurs sont synchronisés pour disposer de la même vitesse de défilement des bandes. L'analyse avec un tapis roulant permet d'enregistrer les cycles de marche en continu par rapport à un dispositif nécessitant plusieurs passages sur des plates-formes de forces. A cet effet, un nombre plus important de cycles peut être enregistré avec un seul passage sur le tapis. Cette précaution limite la variabilité intra-individuelle et améliore la constance des résultats. Ainsi, l'utilisation d'un tapis roulant optimise les résultats des études comparatives sur différentes modalités de marche.

II.4 Matériel et méthode

L'originalité du dispositif expérimental réside dans l'enregistrement simultané à une fréquence égale et synchronisée des signaux des systèmes d'analyse gestuelle (VICONTM)

et de mesure des forces d'appui au sol (tapis de marche ADALTM). Ceci permet l'émission d'un seul fichier contenant l'échantillonnage des données brutes des deux systèmes.

Le couplage des données issues des mesures de la cinématique et de la dynamique du mouvement constitue un point essentiel pour le calcul, par la dynamique inverse, des moments et forces au niveau de chaque articulation du membre inférieur.

II.4.1 Système optoélectronique VICONTM

II.4.1.1 Présentation du matériel

Le système VICONTM 612 du laboratoire est un système d'analyse gestuelle optoélectronique. C'est un appareil destiné à analyser les mouvements humains d'après les trajectoires spatiales de marqueurs (mires de 14 mm de diamètre) placés sur le corps, capturés à l'aide de caméras. Il est composé de trois éléments principaux : six caméras CCD 120hz équipées de projecteurs infrarouges, d'un rack qui accueille les cartes de traitement d'images et les processeurs permettant d'extraire les coordonnées bidimensionnelles des marqueurs rétro-réfléchissants placés sur la peau du sujet, et d'un micro ordinateur sur lequel un programme informatique (Workstation Software) gère le rack, les phases d'acquisition, le calibrage des caméras, et le calcul des coordonnées tridimensionnelles des marqueurs. Le logiciel Workstation Software permet le calcul, l'affichage et l'exportation des données déduites des coordonnées 3D (trajectoires cartésiennes des marqueurs dans le repère lié au laboratoire).

Une phase manuelle de « dépouillement » consiste à identifier les points anatomiques représentés par les mires (phase de labellisation). Un algorithme de dépouillement automatique (« autolabel ») peut être utilisé pour des acquisitions successives du même sujet à partir d'une labellisation statique (sujet debout immobile).

La mise en place des caméras définit un volume utile pour mesurer les mouvements à étudier dans la scène de manipulation. Ce volume nécessite d'être calibré pour pouvoir reconstruire les trajectoires des marqueurs. Le calibrage renseigne le système sur les positions relatives de chaque caméra et permet de définir un repère commun (repère laboratoire). Ensuite, les algorithmes de reconstruction permettent d'identifier un même marqueur vu par au moins deux caméras et d'en déduire sa position tridimensionnelle dans le repère.

II.4.1.2 Phase de calibrage

Le calibrage consiste à identifier pour chaque caméra un modèle qui permet d'exprimer les relations entre les coordonnées 3D d'un point de l'espace de travail et celles 2D de ce point sur les images obtenues par les caméras. Cette opération essentielle est réalisée au début des expérimentations. Celle-ci consiste, dans un premier temps, à placer dans le champ des caméras un objet de calibrage statique. Cet objet définit les axes du repère global lié au laboratoire dans lequel les coordonnées des marqueurs sont calculées. Puis, il s'agit, dans un second temps, de mouvoir une tige de calibrage dynamique munie de deux mires pour ajuster le modèle des caméras à l'espace de travail (Figure II.10). Cette procédure augmente la précision des calculs de reconstruction tridimensionnelle lors de l'enregistrement des données du mouvement mesuré.

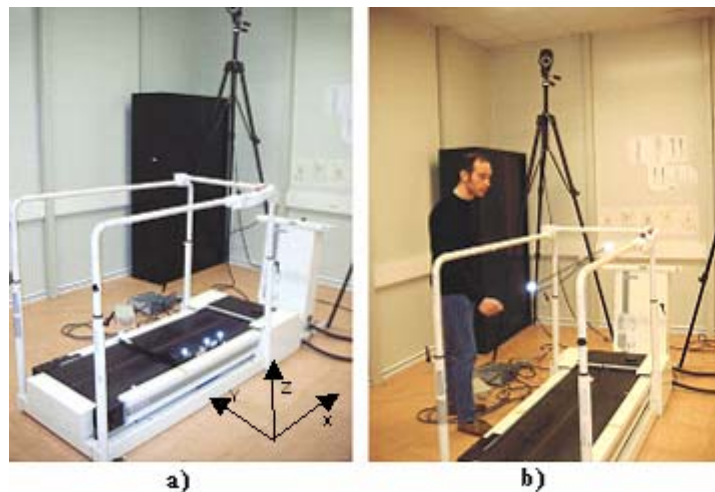


Figure II.10 : Système VICON™ : a) Calibrage statique, b) Calibrage dynamique

L'interface logicielle de calibrage du VICON™ fournit des indices permettant à l'expérimentateur de juger de la qualité de la calibration. Quand ces indices ne sont pas satisfaisants, un nouveau calibrage est nécessaire.

II.4.1.3 Erreurs de mesure

Les données expérimentales sont dégradées par des imprécisions de mesure. Pour les systèmes optoélectroniques d'analyse du mouvement, nous pouvons différencier deux types d'erreurs de mesure : les erreurs instrumentales propres aux systèmes et les erreurs

expérimentales inhérentes aux conditions d'expérimentation (Cappozzo, 1996).

II.4.1.3.a Erreurs instrumentales

Certains auteurs ont testé la précision de plusieurs systèmes afin de guider l'expérimentateur dans le choix du système approprié à ses mesures. Le test réalisé par Richards (Richards, 1999) est souvent pris comme référence pour évaluer les erreurs de mesure des systèmes (Roux, 2002). Ces erreurs sont des erreurs dites instrumentales car liées à l'appareil de mesure (Cloup, 1989). Elles sont principalement imputables :

- à la qualité des objectifs. En effet, les objectifs (lentilles) de caméra induisent des déformations optiques et doivent être linéarisés,
- à la digitalisation des caméras. Elle correspond au calcul de la position du centre des marqueurs dans l'image bidimensionnelle des caméras,
- à la performance de l'algorithme de reconstruction en trois dimensions des trajectoires des marqueurs.

Il ressort des tests de performance que le système VICONTM fournit des résultats précis sur les coordonnées spatiales (Ehara, 1995; Richards, 1999; El Hafi, 1999 ; Bonnefoy, 2005). Ces résultats concordent avec la précision annoncée par le constructeur. La précision des coordonnées tridimensionnelles obtenues par le système est d'un pour mille du volume de travail. Dans nos travaux, ce volume est de trois mètres cubes. Cette situation correspond à une erreur maximale de trois millimètres sur les coordonnées tridimensionnelles.

Cependant, les imprécisions du système ne peuvent être corrigées directement. Seuls les concepteurs du système sont à même d'améliorer la précision à l'aide de nouvelles technologies et de nouveaux algorithmes plus performants.

II.4.1.3.b Erreurs expérimentales

Les erreurs expérimentales peuvent être limitées et corrigées partiellement par l'expérimentateur. Elles sont issues de plusieurs sources dont les principales sont :

- la mauvaise position des marqueurs,
- les pertes de données dans les trajectoires,
- les artefacts liés au problème de glissement de peau.

La position des marqueurs sur les points anatomiques caractéristiques est primordiale pour le calcul du modèle morphologique des individus (définition des repères anatomiques). Par conséquent, la palpation des emplacements des points osseux spécifiques sur les membres a été menée avec soin afin de limiter les erreurs de positionnement des marqueurs.

Le calcul de la trajectoire tridimensionnelle d'un marqueur nécessite qu'il soit observé par au moins deux caméras du système d'analyse gestuelle. Lors de la mesure de mouvements comme la marche, certains marqueurs peuvent être cachés ce qui correspond à une absence d'information sur les positions tridimensionnelles. Diverses méthodes sont disponibles en vue de combler ces pertes de données. La méthode la plus simple est l'interpolation des données manquantes. Mais elle est insuffisante au-delà d'un seuil élevé d'échantillons manquants. Le positionnement de plus de trois marqueurs par segment permet de recalculer les marqueurs occultés seulement si trois au minimum sont visibles. En effet, trois marqueurs anatomiques par segment doivent être connus pour construire les repères caractérisant la physionomie corporelle (repères anatomiques ou repères naturels). Ils peuvent être complétés par des marqueurs techniques plus accessibles. La méthode identifie, par des matrices de changement de repère, le référentiel défini à partir des marqueurs techniques au référentiel anatomique, ce qui permet de s'affranchir des marqueurs anatomiques (Chèze, 1993). Lors de la mise en place de notre protocole, le positionnement des caméras a été effectué avec soin afin de minimiser les pertes de marqueurs. La stratégie utilisée pour palier aux inconvénients dus à la perte d'information sur les trajectoires sera exposée dans la section II.5.

Le glissement de peau est un des artéfacts majeurs liés au principe même de la mesure du déplacement relatif des marqueurs externes et du squelette interne. En effet, l'os est enveloppé d'éléments mous comme les muscles, les masses adipeuses et la peau en surface. Tous ces éléments oscillent lors de la marche et induisent des déplacements relatifs parasites entre l'os sous-jacent et la peau. Plusieurs auteurs se sont penchés sur ce problème afin d'en minimiser les effets. Pour réduire cet artéfact, ils proposent différentes méthodes:

- Velpaus et al. (1988) proposent une méthode de minimisation des écarts,
- Chèze et al. (1995) appliquent une méthode dite de solidification,
- Lu et al. (1999) exploitent une méthode d'optimisation globale.

Ces méthodes peuvent donner des résultats intéressants. Elles sont testées sur des simulations mathématiques de glissement de peau avec lesquelles les résultats s'approchent de la réalité au niveau des amplitudes articulaires. Toutefois, elles se basent sur une optimisation mathématique et ne peuvent rendre compte du mouvement réel du segment osseux. Donc, elles sont susceptibles de réduire les artefacts mais ne peuvent les éradiquer (Cappozzo, 1996). Dans le cadre de notre étude, les artefacts peuvent être considérés comme constants, entre les conditions expérimentales pour chaque sujet individuellement, et ainsi affectent peu notre analyse comparative.

II.4.2 Le tapis de marche ADAL™

Le tapis de marche ADAL permet la caractérisation dynamique de la marche normale ou pathologique à partir de la mesure des forces d'appui au sol.

L'ADAL comporte :

- un pupitre de commande permettant : de régler la vitesse par des touches +/- et d'afficher la vitesse au 1/10^e de km/h, le temps écoulé en seconde et la distance parcourue en mètre ou en kilomètre.
- un tapis de marche (Figure II.11) comportant deux bandes d'entraînement équipées chacune d'une plate-forme de forces trois axes (Fz : force verticale, Fx : force antéro-postérieure et Fy : force médio-latérale). Cette disposition permet le calcul et l'enregistrement des forces de réaction au niveau de l'appui indépendamment pour le pied droit et le pied gauche. Le tapis a une vitesse variable de 0 à 10 km/h réglable au 1/10^e de km/h. La rampe de montée en vitesse peut être contrôlée par un ordinateur.

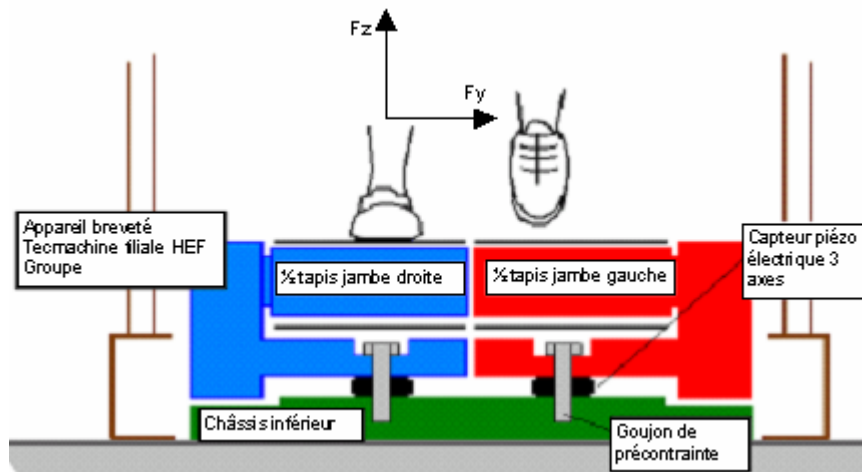


Figure II.11 : Schéma de principe de fonctionnement du tapis ADAL (d'après Faivre, 2003)

- un boîtier d'amplificateur de mesure permettant la communication avec un ordinateur au moyen d'une carte d'acquisition A/N, raccordant :
 - 2 voies (numériques) pour la mesure de la vitesse (codeurs 3600pts/tours, un tour=200mm),
 - 6 voies (+/-5v/voie) pour la mesure des forces par des capteurs de forces piézo-électriques tri-directionnels précontraints (Kistler KI 9067). Pour chaque pied, la mesure de la force verticale à une étendue de 0 à 3000N et les mesures des forces horizontales : antéro-postérieure et médio-latérale, ont une étendue de +/-500N,
 - 4 voies (+/-5v/voie) libres.

Le boîtier est muni d'un bouton de remise à zéro des capteurs de forces (offset = 0) à actionner avant chaque acquisition pour calibrer les plates-formes de forces. Les six voies de mesure de forces ont besoin d'être étalonnées car les capteurs piézo-électriques dérivent dans le temps. Cette dérive est considérée comme linéaire par le constructeur. Ce dernier propose un fichier d'étalonnage pour quantifier les coefficients a et b des six droites de régression : $Y(\text{masse en Newton}) = a \times X(\text{tension en mv}) + b$. Les forces sont exprimées en Newton, avec $1\text{Kg} = 9,81\text{N}$.

La carte d'acquisition utilisée est celle fournie avec le rack VICONTM, elle permet le codage des voies sur 16 bits à une fréquence de 120Hz et le traçage des forces directement

dans le logiciel VICONTM.

II.4.3 Synthèse

Les données cinématiques (trajectoires cartésiennes des marqueurs) sont obtenues avec le système VICONTM et le tapis ADALTM fournit les données dynamiques (signaux de forces de réaction du sol sur le pied). Le couplage de ces systèmes paraît le mieux adapté pour notre protocole. En effet, l'acquisition de cycles répétitifs de marche en continu permet de limiter la variance intra-individuelle et améliorer la régularité des résultats.

II.5 Protocole

L'objectif de ce protocole est d'évaluer les troubles ostéo-articulaires du membre inférieur et de comparer l'effet quantitatif des semelles sur les paramètres biomécaniques. Par conséquent, il doit assurer des mesures reproductibles. Les conditions expérimentales exposées dans cette partie répondent concrètement à cette exigence.

II.5.1 Positionnement des marqueurs

L'emplacement et le nombre de mires par segment corporel doivent permettre l'examen des mouvements intersegmentaires nécessaires pour l'interprétation clinique. Ainsi, l'emplacement des mires est étudié pour s'approcher au mieux des axes anatomiques et des centres articulaires des membres inférieurs du sujet étudié. Trois mires par segment (minimum) sont indispensables pour la construction des repères segmentaires. Cette procédure sera plus largement décrite dans la section II.6.4. La Figure II.12 présente les 27 points anatomiques caractéristiques retenus pour le positionnement des mires.

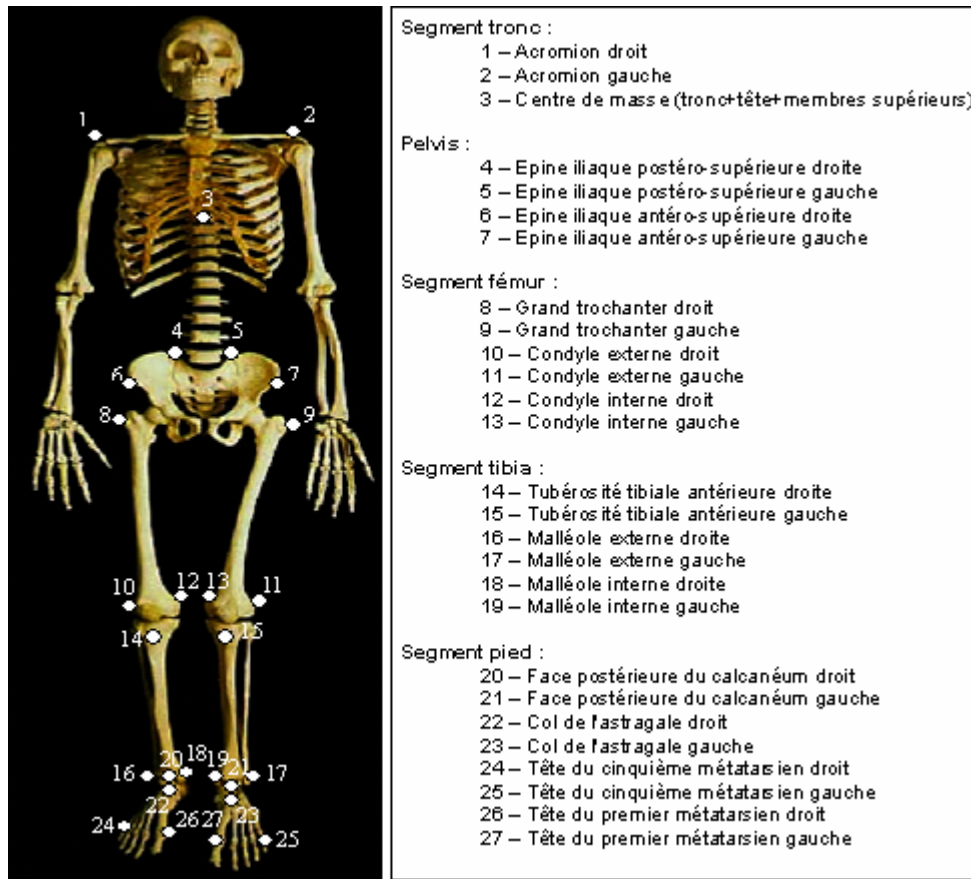


Figure II.12 : Positionnement des marqueurs sur le sujet

Le centre de masse du tronc+tête+membres supérieurs du sujet est repéré à l'aide d'un marqueur à 70% de sa taille (Viel, 2000).

Les points anatomiques choisis sont facilement identifiables (une palpation externe permet de les repérer) quel que soit le sujet et assurent la reproductibilité de la mesure. Les mires placées sur les points anatomiques sont appelées marqueurs anatomiques. Ils servent à déterminer les caractéristiques des articulations (centres et axes articulaires) et des segments corporels que nous définirons dans la partie de la modélisation anatomique de la section II.6.4.

II.5.2 Dispositif expérimental

Les marqueurs sur le corps du sujet doivent être filmés par au moins deux caméras durant l'enregistrement du mouvement de marche pour calculer leurs positions dans l'espace. Les marqueurs des condyles et malléoles internes sont les plus facilement occultés pendant le mouvement. Nous avons donc, particulièrement pris soin de positionner les caméras pour éviter ces altérations. Pour obtenir la configuration optimale, nous avons placé deux

caméras dans l'axe de la marche : une devant et une derrière, et quatre latéralement : deux à gauche et deux à droite par rapport au tapis de marche (Figure II.13).

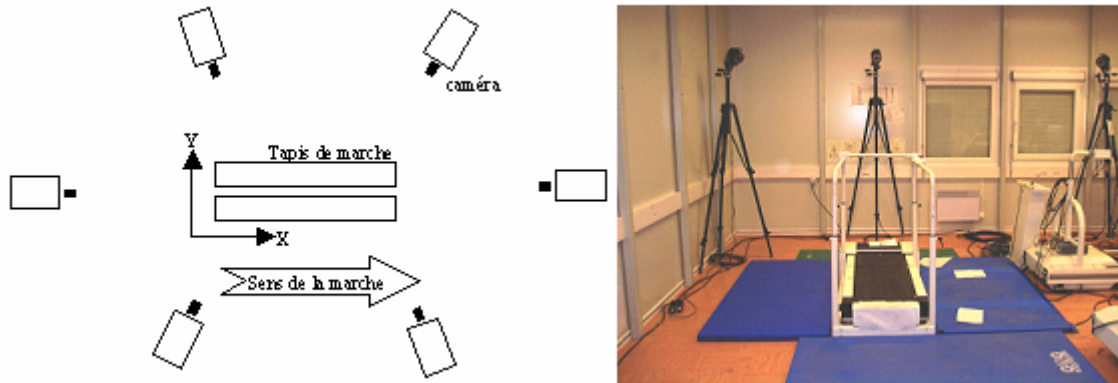


Figure II.13 : Dispositif expérimental

II.5.3 Déroulement d'une expérience

Après avoir calibré les deux systèmes et équipé le sujet de l'ensemble des marqueurs, la campagne expérimentale peut commencer. Le sujet se place au milieu du tapis, un pied sur chaque bande.

La première phase consiste à effectuer un enregistrement de dix secondes du sujet debout immobile et pieds parallèles (enregistrement statique). L'intérêt de cette manipulation est d'éviter les problèmes de glissement de peau. De ce fait, les centres articulaires et les longueurs segmentaires sont calculés de façon optimale.

Dans la deuxième phase, le sujet marche sur le tapis roulant à une cadence de 4km/h. Celle-ci correspond à la vitesse de marche moyenne confortable de 1,2m/s d'une population composée de jeunes adultes (Oberg, 1993; Growney, 1997). Après un temps d'adaptation et de stabilisation de cinq minutes, l'acquisition commence et s'arrête dès que le sujet a accompli plus d'une dizaine de cycle (enregistrement dynamique). Avant d'atteindre la vitesse de marche de 4 km/h, le sujet effectue plusieurs paliers de vitesse de 1 km/h, en partant de 1 km/h, d'une durée de plus 5 minutes pour chaque palier. Ce temps de préparation contribue : d'une part, à habituer le sujet au tapis ; et d'autre part, à laisser au sujet le temps de s'adapter aux différentes situations présentées au paragraphe III.4 du chapitre III (analyse de la marche dans les conditions : pieds chaussés et pieds chaussés avec orthèses).

L'exportation des données est réalisée à la suite de l'identification des marqueurs. Ces données sont brutes et nécessitent des traitements pour être analysées ultérieurement. En effet, les données traitées recevront des transformations pour devenir exploitables cliniquement.

II.6 Traitements des données brutes

Le traitement des données brutes est une transition nécessaire pour obtenir des résultats interprétables cliniquement. Ainsi, les données cartésiennes des marqueurs doivent être transformées en variables angulaires. Cette conversion consiste à spécifier les positions relatives des segments du squelette. Cette forme rend explicite les mouvements intersegmentaires que nous voulons étudier. De plus, elle est compréhensible pour le praticien.

La suite de ce chapitre présente les quatre étapes de traitements effectués sur les données brutes. Nous avons choisi d'automatiser les traitements afin d'exploiter le plus rapidement possible les données d'un grand nombre d'individus. Les modules présentés ci-après s'intégreront dans un programme général d'analyse de la marche qui calculera les paramètres cinématiques (trajectoires angulaires) et dynamiques (forces et moments articulaires) des membres inférieurs. Ce programme permettra à l'utilisateur final d'exploiter directement les paramètres biomécaniques pertinents pour l'étude clinique de la marche.

II.6.1 Interpolation

Le premier traitement permet d'interpoler les données manquantes dans les fichiers informatiques des données brutes. Ces « trous » correspondent à des pertes d'information pendant l'enregistrement. Durant le mouvement, il y a des instants où les caméras ne peuvent pas voir certaines mires. Cette situation se produit lorsque le passage d'un obstacle ou d'un membre masque momentanément un ou plusieurs marqueurs du champ de vision des caméras (occlusions de marqueurs).

Il existe plusieurs méthodes d'interpolation de trajectoires dont celle à l'aide de splines cubiques. Cette méthode approche la courbe par morceaux (localement) en utilisant des polynômes d'ordre trois. Les avantages sont d'éviter les oscillations induites par des degrés de polynôme trop élevés et de garder une continuité dans le signal à interpoler.

II.6.2 Filtrage

Les trajectoires des marqueurs et signaux de forces sont bruités. Ce bruit parasite correspond à des hautes fréquences dans les signaux. Les données ont besoin d'être filtrées pour s'affranchir de ces imperfections. Un filtre de type passe-bas de Butterworth, d'ordre 4, avec une fréquence de coupure de 5Hz est couramment utilisé pour filtrer les données de la marche (Winter, 1990; Doriot, 2004). En effet, la fréquence pour une cadence de marche normale de 4 Km/h avoisine 2Hz au maximum (Viel, 2000). Cette considération justifie le choix d'un filtre passe bas avec une fréquence de coupure de 5Hz.

II.6.3 Normalisation

La normalisation comporte plusieurs étapes. La première consiste pour la marche à repérer les cycles puis à les sélectionner un par un. Un cycle correspond à l'intervalle entre deux contacts du talon sur le sol du même pied. La localisation des contacts s'effectue à l'aide du signal de la force verticale. C'est un paramètre de marche dont les caractéristiques varient très peu d'un individu à l'autre (courbe en dos de chameau). Ainsi, celui-ci renseigne de façon pratique sur l'instant du contact du talon sur le tapis roulant. Il suffit par un procédé de détection de seuil de marquer les débuts de contact. Le marquage est utilisé pour sélectionner les intervalles un par un. Chaque trajectoire de marqueur et signal de force sont ensuite normalisés temporellement en pourcentage de temps de cycle. Cette méthode a été parfaitement fiable pour nos données.

L'intérêt principal de la normalisation, dans notre étude, est de comparer les valeurs moyennes des paramètres à des instants spécifiques du cycle pour les analyses interindividuels et intra-individuels.

A la suite de la normalisation, les cycles présentant des défauts ne sont pas pris en compte. En effet, l'interpolation n'est plus possible lorsque le manque d'information devient trop important car elle déforme la trajectoire expérimentale. La cadence des cycles pour une vitesse de marche de 4 km/h mesurée expérimentalement est au minimum de 0.5 secondes. La fréquence d'un cycle est alors au maximum de 2Hz. Le théorème de Shannon stipule que la fréquence d'échantillonnage doit être au moins égale au double de la fréquence du signal analogique pour garder l'information utile (Shannon, 1948). Ainsi, nous avons fixé un seuil

de 40 millisecondes (5 échantillons) pour laquelle une occlusion de marqueur est acceptable. Au-delà, le cycle n'est pas pris en compte.

II.6.4 Calcul des trajectoires angulaires articulaires

La cinématique articulaire mesure les déplacements linéaires et angulaires dans le temps de deux segments consécutifs liés par une articulation. Le calcul de la cinématique articulaire passe par une modélisation de l'anatomie des membres inférieurs en les supposant rigides et indéformables. Ce modèle polyarticulé tient compte de la géométrie segmentaire et articulaire de l'ossature d'un individu. Il est constitué de repères anatomiques définissant l'orientation et la position de segments dans l'espace au moyen des trajectoires des marqueurs. A partir de ces repères, **méthodes de calculs cinétiques permettent d'exprimer les mouve-**

Rapport-gratuit.com 
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

identifier les paramètres biomécaniques impliqués dans les pathologies. Par conséquent, la méthode de dynamique inverse est bien appropriée à notre problématique. Nous proposons dans les paragraphes suivants de rappeler les principaux concepts de mise en équation de la dynamique.

IV.2.1 Rappel du principe fondamental de la dynamique

La dynamique d'un solide en mouvement est régie par les lois de la physique Newtonienne. Ces lois se présentent sous forme mathématique par deux équations fondamentales :

- le théorème de Newton permet de calculer les forces des actions mécaniques extérieures (F_{ext}) agissant sur un solide en fonction de sa masse (m) et de son accélération linéaire ($\ddot{x}$) dans un repère Galiléen⁹. Celui-ci est donné au centre de gravité du solide par la relation :

$$\sum F_{ext} = m.\ddot{x} \quad (1)$$

- le théorème d'Euler permet de calculer les moments des actions mécaniques extérieures agissant sur un solide en fonction de sa matrice des moments d'inertie (J) sa vitesse (ω) et son accélération ($\dot{\omega}$) angulaires dans un repère Galiléen. Celui-ci est donné au centre de gravité du solide par la relation :

$$\sum C_{ext} = J.\dot{\omega} + \omega \wedge J.\omega \quad (2)$$

Ces deux théorèmes constituent le principe fondamental de la dynamique qui lie la cinématique d'un solide aux actions mécaniques appliquées sur ce solide. Afin d'appliquer les équations du mouvement, la topologie du membre inférieur doit être modélisée mécaniquement.

IV.2.2 Modélisation mécanique

La modélisation dynamique d'un système polyarticulé comme l'appareil locomoteur humain passe par une description mécanique. En effet, pour appliquer les équations du

⁹ Un repère Galiléen est un référentiel qui ne subit pas d'accélération par rapport à un référentiel absolu fixe dans l'espace et le temps.

principe fondamental de la dynamique, nous considérons le corps humain comme un système composé de segments rigides articulés. La modélisation consiste alors à obtenir les équations qui permettent, avec un jeu de variables, de décrire l'état du système. Ainsi, chaque segment interconnecté est repéré dans l'espace par une position et une orientation. Ces données sont les référentiels permettant de définir les mouvements relatifs entre deux solides qui sont précisés par des liaisons mécaniques (articulations). Ces paramètres constituent le modèle dit « modèle géométrique du système ». Les équations du mouvement montrent que les efforts, à transmettre dans les articulations du système polyarticulé afin que celui-ci suive une trajectoire désirée, dépendent des propriétés massiques des segments. Par conséquent, le calcul du comportement dynamique d'une structure mécanique comme le membre inférieur implique la connaissance des paramètres géométriques et inertiels de chaque segment. La difficulté consiste alors à obtenir ces propriétés par le calcul des grandeurs anthropomorphiques corporelles. Les paragraphes suivants présentent brièvement les techniques développées dans la littérature pour déterminer les données biomécaniques de la longueur, de la masse, de la position du centre de masse et de la matrice d'inertie de chaque segment corporel.

IV.2.2.1 Modélisation géométrique

Le modèle géométrique donne la forme des segments et de leurs assemblages (liaisons articulaires) en utilisant un système de paramétrage. Ce paramétrage consiste à représenter les segments en position et en orientation au moyen de coordonnées. Différents choix de coordonnées sont possibles :

- les coordonnées relatives permettent de repérer chacun des segments par rapport à un segment auquel il est lié par une articulation. Gorce et al. (1997, 1999), et El Hafi (2000) utilisent le paramétrage de Denavit-Hartenberg modifié par Khalil pour leur modélisation dynamique de la marche et de l'enjambement d'obstacle.
- les coordonnées absolues définissent la position et l'orientation des repères liés aux segments par rapport à un repère fixe (repère global). Apkarian et al. (1989), et Kadaba et al. (1989) emploient l'écriture vectorielle et les angles d'Euler pour leur modèle des membres inférieurs. Doriot (2001) exploite les propriétés des matrices homogènes pour calculer les paramètres dynamiques articulaires pendant la marche. Barbier (1994) applique une méthode utilisant les quaternions dans son étude sur la

marche normale et pathologique.

Le mouvement relatif entre deux segments est défini par une articulation. En mécanique, une liaison est caractérisée par son nombre de degrés de liberté. Deux types de liaisons permettent, lorsqu'ils sont combinés, 1 à 6 degrés de liberté (DDL) par articulation. L'articulation de type rotoïde possède 1 DDL en rotation autour d'un axe et l'articulation de type prismatique compte 1 DDL en translation suivant un axe. Une grande partie des modèles proposés dans la littérature ne considère que des mouvements de rotation pour définir les articulations du membre inférieur (Winter, 1990; El Hafi, 2000). D'autres auteurs, en revanche, spécifient 6 DDL pour éviter une modélisation *a priori* de chaque articulation (Woltring, 1985; Doriot, 2001). Cette disposition permet de prendre en compte le mouvement complexe de certaines articulations comme le genou (Chèze, 1993).

IV.2.2.2 Choix de la modélisation géométrique du membre inférieur

Dans notre modélisation de l'appareil locomoteur, les coordonnées absolues des positions et orientations des segments du modèle géométrique correspondent à la description des repères segments du membre inférieur définie au paragraphe II.5.4.1.b du chapitre II. Nous avons considéré 3 DDL en rotation autour des axes des repères anatomiques pour chaque segment interconnecté. Cette disposition permet une interprétation clinique directe des moments articulaires suivant les axes et plans anatomiques de référence (Annexe B). Le paramétrage avec la méthode des angles d'Euler est conforme à la séquence adoptée pour le calcul de la cinématique articulaire du membre inférieur.

IV.2.2.3 Modélisation inertielle

Le modèle inertiel est un ensemble de données anthropométriques segmentaires du corps. Il donne : la position des centres de gravité, la masse et la matrice d'inertie, des segments nécessaires au calcul dynamique. Le modèle inertiel doit permettre de caractériser l'anthropométrie propre à chaque individu. Les premières techniques utilisaient les méthodes de suspension (fil à plomb) et d'équilibrage (balance) (Figure IV.1) pour estimer les centres de masse de chaque segment humain disséqué sur des cadavres (Dempster, 1967).

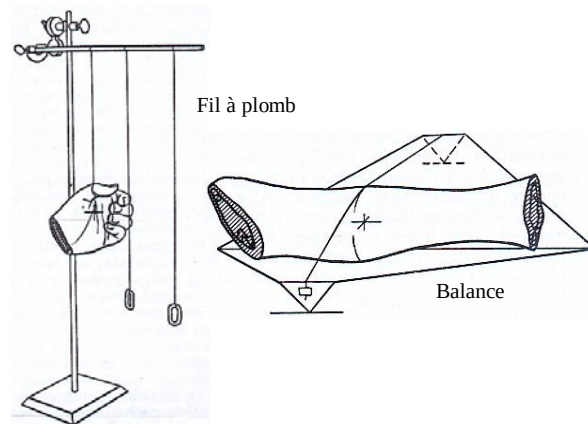


Figure IV.1 : Illustration des méthodes de suspension avec fil à plomb et de la balance d'équilibrage pour estimer les centres de masse (Dempster, 1967)

Avec l'évolution des technologies médicales, des méthodes de mesures directes plus précises ont été développées. Elles ont permis d'étendre les études sur des individus vivants. Cependant, la mesure directe est très lourde du fait des contraintes des techniques utilisées comme : l'IRM¹⁰ (Cheng, 2000) ou les rayons Gamma (Zatsiorsky and Seluyanov, 1983). Les rayons Gamma ont pour inconvénient majeur d'exposer l'individu à des radiations. L'IRM présente l'avantage d'être non invasive, mais nécessite la reconnaissance de la nature des différents constituants corporels (os, muscles, tissus adipeux) et d'en calculer les densités pour obtenir les données inertielles. Comme toute imagerie médicale, ces systèmes sont d'une utilisation coûteuse. D'autres techniques, tout aussi fiables et moins onéreuses, permettent par exemple, de scanner la surface des segments pour en calculer les caractéristiques anthropométriques (Shan, 2003). Néanmoins de manière générale, les méthodes de mesure directe demandent des durées de mise en oeuvre relativement longues et sont utilisées principalement afin de réaliser des études statistiques pour constituer des tables anthropométriques (Dempster, 1967; Clauser, 1969; Zatsiorsky and Seluyanov, 1983; Cheng, 2000).

En biomécanique, plusieurs auteurs ont cherché à définir des modèles de prédiction pour approcher les paramètres inertiels segmentaires (PIS). Deux techniques peuvent être adoptées : les modèles anthropométriques proportionnels ou les modèles anthropométriques géométriques.

¹⁰ Imagerie par Résonance Magnétique

IV.2.2.3.a Modèles anthropométriques proportionnels

Les modèles proportionnels reposent sur des équations de régression. Celles-ci sont fonctions d'une ou plusieurs variables mesurées sur le sujet. Ces équations sont établies sur les relations observées sur différentes variables d'une population étudiée avec des techniques de mesure directe (Zatsiorsky and Seluyanov, 1985). Ainsi, elles sont étendues pour déterminer les paramètres inertiels sur une population plus large. Elles ont l'avantage d'utiliser un minimum de paramètres à mesurer dont les principaux sont :

- la masse totale du sujet pour le calcul des masses de chaque segment,
- les longueurs segmentaires pour estimer, avec la masse de chaque segment, la position du centre de gravité des segments à partir d'une extrémité,
- les rayons de giration des segments pour déterminer les matrices d'inertie segmentaire.

Les modèles proportionnels les plus utilisés sont ceux proposés par Clauser et al. (1969), Winter (1990) et Zatsiorsky and Seluyanov (1983) (Figure IV.2).

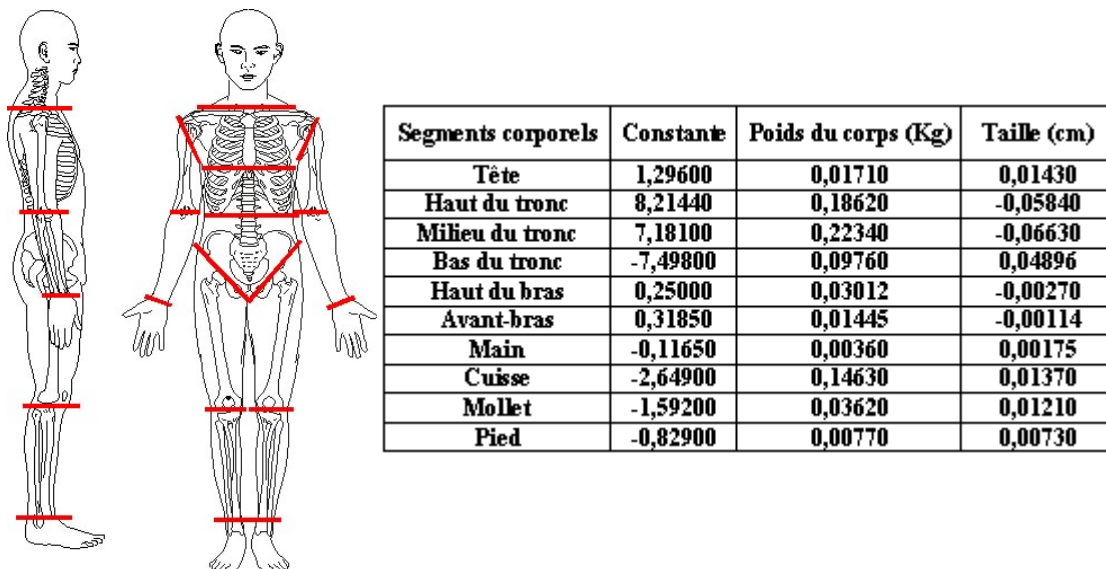


Figure IV.2 : Représentation et tableau des coefficients de régression des masses des segments corporels selon Zatsiorsky and Seluyanov (1983), (exemple : masse de la tête (Kg) = 1,296 + 0,0171* poids du sujet (Kg) + 0,0143 * taille du sujet (cm))

IV.2.2.3.b Modèles anthropométriques géométriques

Dans le cas des modèles anthropométriques géométriques, la technique consiste à représenter approximativement les contours des différents segments par des solides de volumes géométriques simples dont les PIS sont directement calculables (Hanava, 1964). Le dimensionnement des volumes nécessite, selon les modèles, un certain nombre de mesures anthropométriques suivant un protocole précis. On peut citer, du plus léger au plus lourd en termes de relevés anthropométriques (dépendant du degré de précision voulu des PIS), le modèle de Hanavan (1964), de Jensen (1978) et celui de Hatze (1980).

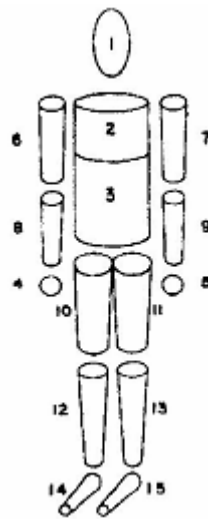


Figure IV.3 : Modèle du corps humain selon Hanavan (1964) constitué de 15 volumes géométriques représentant chaque segment

IV.2.2.4 Choix de la modélisation inertielle du membre inférieur

Pour générer les PIS de notre modèle, nous avons adopté le modèle proportionnel de Zatsiorsky and Seluyanov (1985). En effet, d'une part, la population utilisée pour déterminer les équations est proche de notre population de jeunes sportifs ; et d'autre part, les ajustements apportés par De Leva (1996 a et b) permettent de repérer directement les centres de gravité à partir des centres articulaires. Le calcul des PIS du pied en deux parties est particulier, car les modèles proportionnels proposés dans la littérature d'habitude considèrent le pied en un seul segment. Ainsi, pour prendre en compte la décomposition en deux segments, l'arrière-pied et le médio-avant-pied sont modélisés par deux cylindres (Annexe D).

IV.2.3 Formalismes de résolution des équations du mouvement

En mécanique des solides, deux grandes méthodes sont utilisées pour résoudre les équations du mouvement : les méthodes récursives (Gorce, 1994) et les méthodes de calcul parallèle (Cuadrado, 1997; Postiau, 2004). Elles ont recours chacune à des formalismes comme ceux de Newton-Euler ou de Lagrange (Khalil, 1999).

Le formalisme de Newton-Euler consiste à appliquer le théorème de la résultante dynamique (théorème de Newton) et celui du moment cinétique (théorème d'Euler) à chacun des corps constituant la chaîne cinématique (Khalil, 1999).

Le formalisme de Lagrange calcule la différence entre l'énergie potentielle et l'énergie cinétique d'un corps. A la suite de ce calcul, on déduit les forces qui régissent le mouvement du corps (Khalil, 1999).

IV.2.3.1 Méthodes récursives

Quel que soit le formalisme utilisé, les algorithmes récursifs sont basés sur un double parcours alternatif séquentiel de la chaîne articulaire (Luh, 1980):

- un premier parcours direct, partant de la base (racine) vers les extrémités, où l'on exprime la cinématique de chaque corps (position, orientation, vitesse et accélération linéaires et angulaires).
- un deuxième parcours, inverse au premier, partant des extrémités vers la base, où l'on calcule successivement les forces et moments présents dans les articulations.

Ainsi, la technique récursive consiste à isoler successivement les segments et à calculer les efforts (résultantes de forces et moments) au niveau des articulations. Les plates-formes de forces mesurent les efforts du sol sur le pied pendant la marche. En conséquence, nous pouvons calculer les actions mécaniques intersegmentaires du segment le plus distal (le pied) au plus proximal (le bassin) (Apkarian, 1989; Chèze, 1993; Doriot, 2001) par une technique récursive de Newton-Euler (Gorce, 1994). Cette méthode consiste à calculer les efforts dynamiques transmis du segment isolé sur le segment aval par l'application du principe fondamental de la dynamique, connaissant les actions mécaniques exercées par le segment amont sur celui isolé.

Les méthodes récursives peuvent être très rapides en terme de coût de calcul si on minimise le nombre d'opérations (Renaud, 1987; Gorce, 1994).

IV.2.3.2 Méthodes de calcul parallèle

Ces méthodes sont élaborées sur des formalismes adaptés au calcul parallèle (Cuadrado, 1997; Seguy, 2003). Elles effectuent des calculs simultanés sur les opérations des équations dynamiques. Les algorithmes se basent sur des techniques de « parallélisation ». Ils permettent de profiter essentiellement de plusieurs processeurs pour accélérer l'exécution du calcul dynamique. La « parallélisation » peut être réalisée à plusieurs niveaux dans la modélisation. On peut citer :

- le parallélisme des calculs algébriques qui consiste à décomposer les opérations en sous-groupes d'opérations arithmétiques. On divise le calcul des produits de matrice en plusieurs petits calculs que l'on exécute simultanément.
- le parallélisme algorithmique qui sépare des opérations indépendantes dans l'implémentation informatique des équations. Ainsi, ces opérations peuvent être traitées en même temps par plusieurs calculateurs.

IV.2.3.3 Synthèse

Les méthodes de calcul synchrone permettent d'utiliser un environnement de calcul parallèle (plusieurs processeurs en parallèle) et ne sont avantageuses que pour la modélisation et l'analyse de systèmes de très grande taille, comme l'étude de la dynamique moléculaire (Fijany, 1998). En conséquence, nous utiliserons la technique récursive proposée avec la toolbox SIMMECHANICSTM de SIMULINKTM dans MATLABTM (Wood, 2003).

IV.2.4 Modèle mécanique du membre inférieur

La modélisation mécanique du membre inférieur a été réalisée dans MATLABTM à l'aide de la toolbox SIMMECHANICSTM de SIMULINKTM. Cette toolbox offre l'avantage d'un environnement de travail schématique facilitant la programmation. Elle est ainsi un outil pratique pour la construction de modèles mécaniques. Cette plate-forme logicielle permet une mise en forme et un paramétrage simplifié du modèle du membre inférieur au moyen de schémas blocs. Premièrement, l'interface modulable de SIMULINKTM facilite les

modifications des structures mécaniques pour élaborer aisément des modèles de plus en plus complexes. Deuxièmement, nous pouvons visualiser les résultats sous forme d'animation 3D ce qui permet, par exemple, de repérer des erreurs de paramétrage du modèle. Troisièmement, la vitesse de calcul de l'algorithme de MATLABTM donne rapidement accès aux forces et moments articulaires des dix cycles de marche pris en compte par sujet et par modalité pour l'étude dynamique.

Par conséquent, la toolbox SIMMECHANICSTM apparaît être un outil de modélisation intéressant pour l'analyse dynamique du mouvement humain, et semble ainsi appropriée pour des applications cliniques telles que l'étude des dysfonctionnements de l'appareil locomoteur.

Le programme de modélisation du membre inférieur sous la forme d'un schéma bloc est présenté en annexe E.

Notre modèle mécanique comporte 9 segments et 30 DDL (Figure IV.4) :

- 6 DDL pour le bassin, 3 liaisons rotoïdes pour l'orientation et 3 liaisons prismatiques pour la position dans le repère du laboratoire.
- 3 DDL pour l'articulation de la hanche droite et gauche, 3 liaisons rotoïdes pour l'orientation du fémur dans le repère du bassin.
- 3 DDL pour l'articulation du genou droit et gauche, 3 liaisons rotoïdes pour l'orientation du tibia dans le repère du fémur.
- 3 DDL pour l'articulation de la cheville droite et gauche, 3 liaisons rotoïdes pour l'orientation de l'arrière-pied dans le repère du tibia.
- 3 DDL pour l'articulation séparant l'arrière-pied et le médio-avant-pied droit et gauche, 3 liaisons rotoïdes pour l'orientation du médio-avant-pied dans le repère de l'arrière-pied.

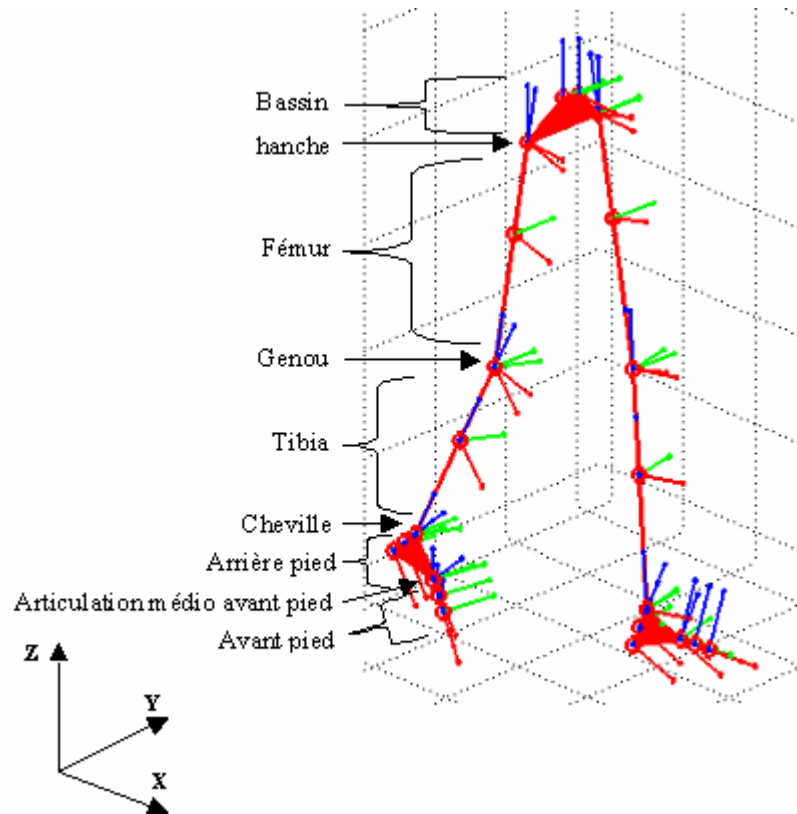


Figure IV.4 : Modèle mécanique du membre inférieur.

Les données en entrée du modèle sont : les positions des centres articulaires et les angles articulaires issus de l'analyse du mouvement, la taille et le poids mesurés sur le sujet et les forces de réaction du sol sur les pieds données par les plates-formes de forces du tapis roulant. Les moments de réaction du sol sur les pieds ramenés à la cheville, sont calculés au moyen de fenêtres floues. Le module de découpage flou consiste à répartir les forces de réaction du sol sur les pieds en fonction du pourcentage de cycle au niveau du talon et du premier métatarsien (Annexe F). Le principe du calcul des forces et des moments articulaires peut être synthétisé par la Figure IV.5.

Les forces et moments articulaires sont calculés au centre articulaire. Ils correspondent aux actions intersegmentaires exercées par le segment proximal sur le segment distal et évaluées dans le repère du segment proximal.

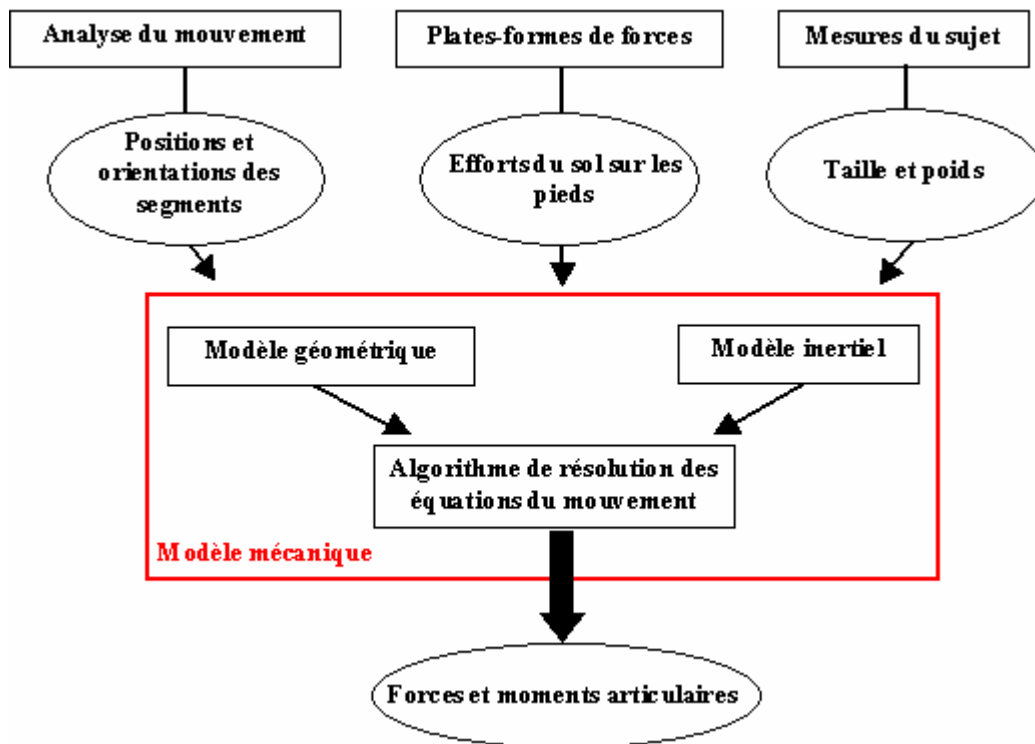


Figure IV.5 : Schéma de principe du calcul des forces et des moments articulaires.

L'analyse dynamique est un outil traditionnellement utilisé en biomécanique pour observer la marche. En effet, de nombreux auteurs ont montré l'intérêt de calculer les moments articulaires non seulement pour l'étude de la motricité humaine mais surtout pour en analyser ses dysfonctionnements. Notamment, le moment de varus/valgus du genou se présente comme un indicateur intéressant pour l'étude de l'arthrose fémoro-tibiale (Hurwitz, 1998; Luepongsak, 2002; Amin, 2004). Neumann (Neumann, 1989) montre que les forces de contact entre la tête fémorale et le cotyle diminuent lorsque le moment d'abduction de hanche décroît pendant la marche. Il en déduit que le moment d'abduction est un facteur impliqué dans la coxarthrose. Ainsi, l'intensité des moments articulaires dans le plan frontal est qualifiée pour estimer les contraintes intersegmentaires impliquées dans les pathologies ostéo-articulaires.

Dans notre étude, nous comparerons les résultats dynamiques entre : pieds chaussés sans semelles et pieds chaussés avec semelles. Nous examinerons les changements au niveau des moments articulaires à des instants particuliers du cycle de marche. L'évolution des paramètres dynamiques nous permettra d'étudier l'effet sur l'appareil locomoteur induit par le port des semelles. Puis, nous en déduirons les paramètres pertinents qui rendent compte des

défauts articulaires pour caractériser les pathologies.

IV.3 Résultats

Les paramètres dynamiques se présentent sous la forme de courbes normalisées : en pourcentage de cycle (pour l'évolution temporelle) et par rapport au poids du corps (pour l'amplitude des moments articulaires) (N.m/Kg). Les courbes représentent les moyennes et écarts-types des moments articulaires sur dix cycles de marche.

Nous effectuerons des tests t-pairés afin de comparer les individus dans les conditions : chaussé sans semelle et chaussé avec semelle, aux instants caractéristiques de la phase taligrade (T), de la phase plantigrade (P) et de la phase digitigrade (D). Le seuil de significativité des tests est fixé à $p < 0,001$ et $p < 0,05$. Nous mesurerons aux trois instants le gain sur les moments en pourcentage du poids du corps (N.m/Kg*100) entre les deux conditions.

Nos paramètres dynamiques analysés sont les moments : d'abduction/adduction de la hanche, de varus/valgus et de rotation interne/externe du genou et de varus/valgus de la cheville, pour chaque sujet. Nous les mettrons en relation avec les paramètres cinématiques obtenus au paragraphe III.6 du chapitre III. Sur ce point, ils permettront de juger l'amélioration des moments articulaires et donc des contraintes ostéo-articulaires. Ce raisonnement est rendu possible par l'action biomécanique des semelles réajustant l'alignement des centres articulaires du membre inférieur. Les paramètres biomécaniques évalués dans la phase taligrade, la phase plantigrade et la phase digitigrade seront résumés dans des tableaux de synthèses pour tous les sujets. Ainsi, nous montrerons qu'ils sont pertinents dans l'analyse des évolutions entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle. En conséquence, ils seront capables d'être des paramètres caractéristiques dans la quantification et l'évaluation de pathologies.

Nous présenterons en annexe C, les moments sur les autres axes articulaires, ainsi que les résultats des puissances générées et absorbées au niveau de chaque articulation.

IV.3.1 Analyse intra-sujets

IV.3.1.1 Sujet 1

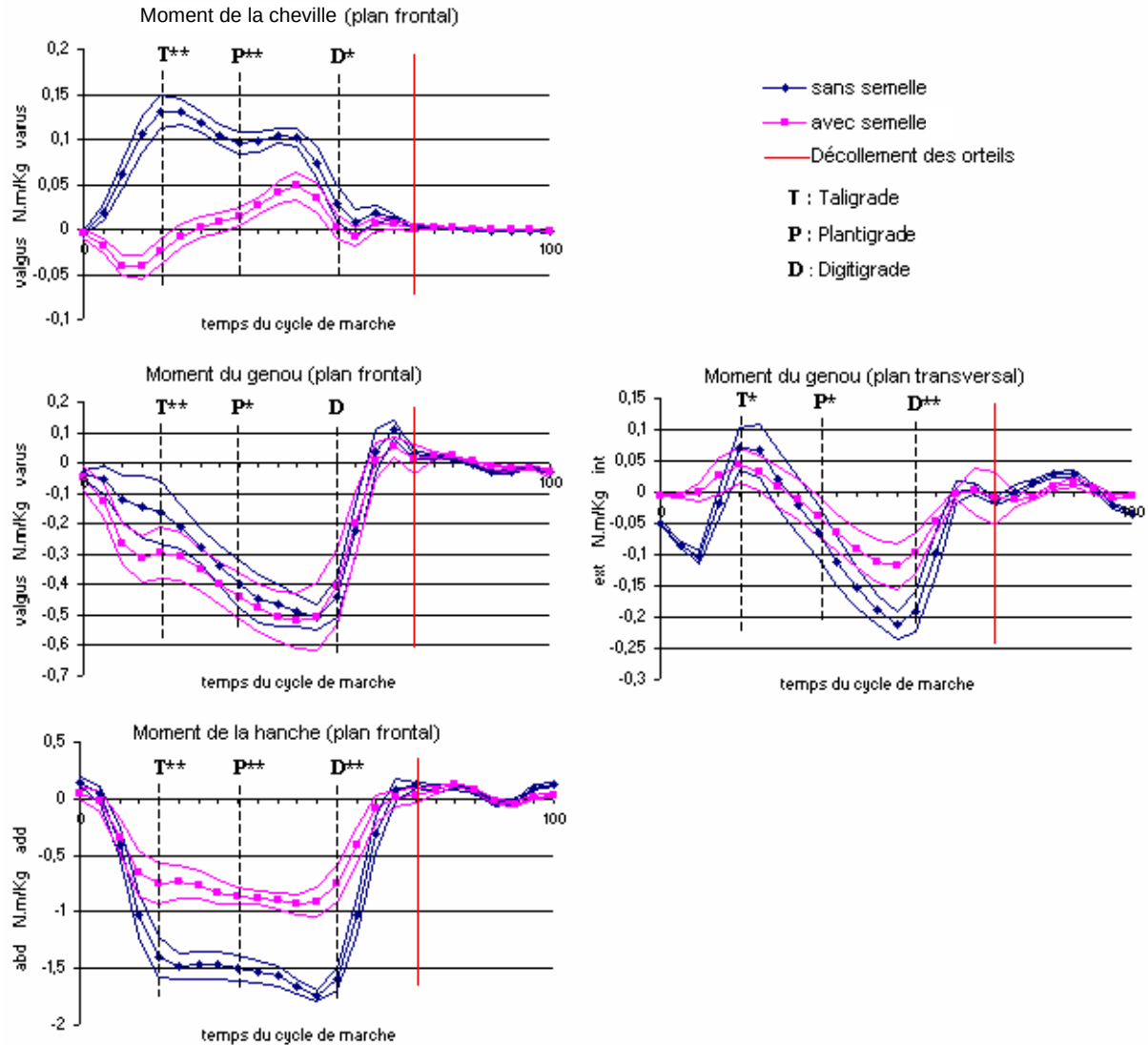


Figure IV.6 : Paramètres biomécaniques dynamiques du sujet 1 (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,001$)

L'observation des paramètres biomécaniques dynamiques de la Figure IV.6 entre les modalités : pied chaussé sans la semelle et pied chaussé avec la semelle, montre que :

- le moment de varus de la cheville diminue significativement avec la semelle dans la phase taligrade ($p < 0,001$), la phase plantigrade ($p < 0,001$) et la phase digitigrade ($p < 0,05$). Il décroît de 13% du poids du corps pour passer à 2,4% du poids du corps en valgus en phase taligrade, de 9,5% à 1,4% du poids du corps en phase plantigrade et de 2,7% à 0,7% du poids

du corps en phase digitigrade.

- le moment de valgus du genou augmente significativement avec la semelle dans la phase taligrade ($p < 0,001$) et la phase plantigrade ($p < 0,05$). Il croît de 16,1% à 29,6% du poids du corps en phase taligrade et de 32,8% à 40,4% du poids du corps en phase plantigrade.

- le moment de rotation du genou diminue significativement avec la semelle en interne dans la phase taligrade ($p < 0,05$) et en externe dans la phase plantigrade ($p < 0,05$) et la phase digitigrade ($p < 0,001$). Le moment en rotation interne baisse de 7,1% à 4,3% du poids du corps en phase taligrade. Le moment en rotation externe s'atténue de 6,9% à 3,7% du poids du corps en phase plantigrade et de 19,2% à 9,7% en phase digitigrade.

- le moment d'abduction de la hanche diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Il décroît de 140% à 75% du poids du corps en phase taligrade, de 150% à 78,9% du poids du corps en phase plantigrade et de 159,1% à 75,5% du poids du corps en phase digitigrade.

Le Tableau IV.1 synthétise les évolutions des paramètres dynamiques entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle, dans les trois phases de la marche.

Tableau IV.1 : Tableau de synthèse de l'évolution des moments articulaires en pourcentage du poids du corps (N.m/Kg.100) entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle du sujet 1.

( : augmentation,  : diminution)

	Phase taligrade			Phase plantigrade			Phase digitigrade		
	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle
Moment de varus/valgus de la cheville	13% varus		2,4% valgus	9,5% varus		1,4% varus	2,7% varus		0,7% varus
Moment de valgus du genou	16,1%		29,6%	32,8%		40,4%	44%	Non significatif	40%
Moment de rotation interne/externe du genou	7,1% interne		4,3% interne	6,9% externe		3,7% externe	19,2% externe		9,7% externe
Moment d'abduction de la hanche	140%		75%	150%		78,9%	159,1%		75,5%

Nous observons qu'avec la semelle :

- le moment en varus maintenant la cheville est plus faible dans les trois phases. Cette observation semble indiquer un gain sur ce moment articulaire pour stabiliser cette articulation dans le plan frontal que l'on peut attribuer à la diminution de l'angle de valgus.
- le moment en valgus pour équilibrer le genou augmente dans la phase taligrade et la phase plantigrade. Ce réajustement pourrait expliquer la décharge du condyle externe avec la diminution de l'angle de valgus.
- le moment de rotation externe du genou baisse dans les phases : plantigrade et digitigrade. Cette nouvelle adaptation montre que la réduction de la rotation interne du genou demande moins de moment externe exercé par le fémur sur le tibia. La modération du moment de rotation externe paraît ainsi alléger les pressions sur la face externe de la rotule.
- le moment d'abduction se réduit nettement pour maintenir la hanche dans le plan frontal dans les trois phases. Ce nouvel équilibre, associé à la réduction de l'angle d'adduction de la hanche, semble avoir pour effet de délocaliser les « surpressions » sur le cotyle au bénéfice d'une réparation uniforme sur les surfaces articulaires.

IV.3.1.2 Sujet 2

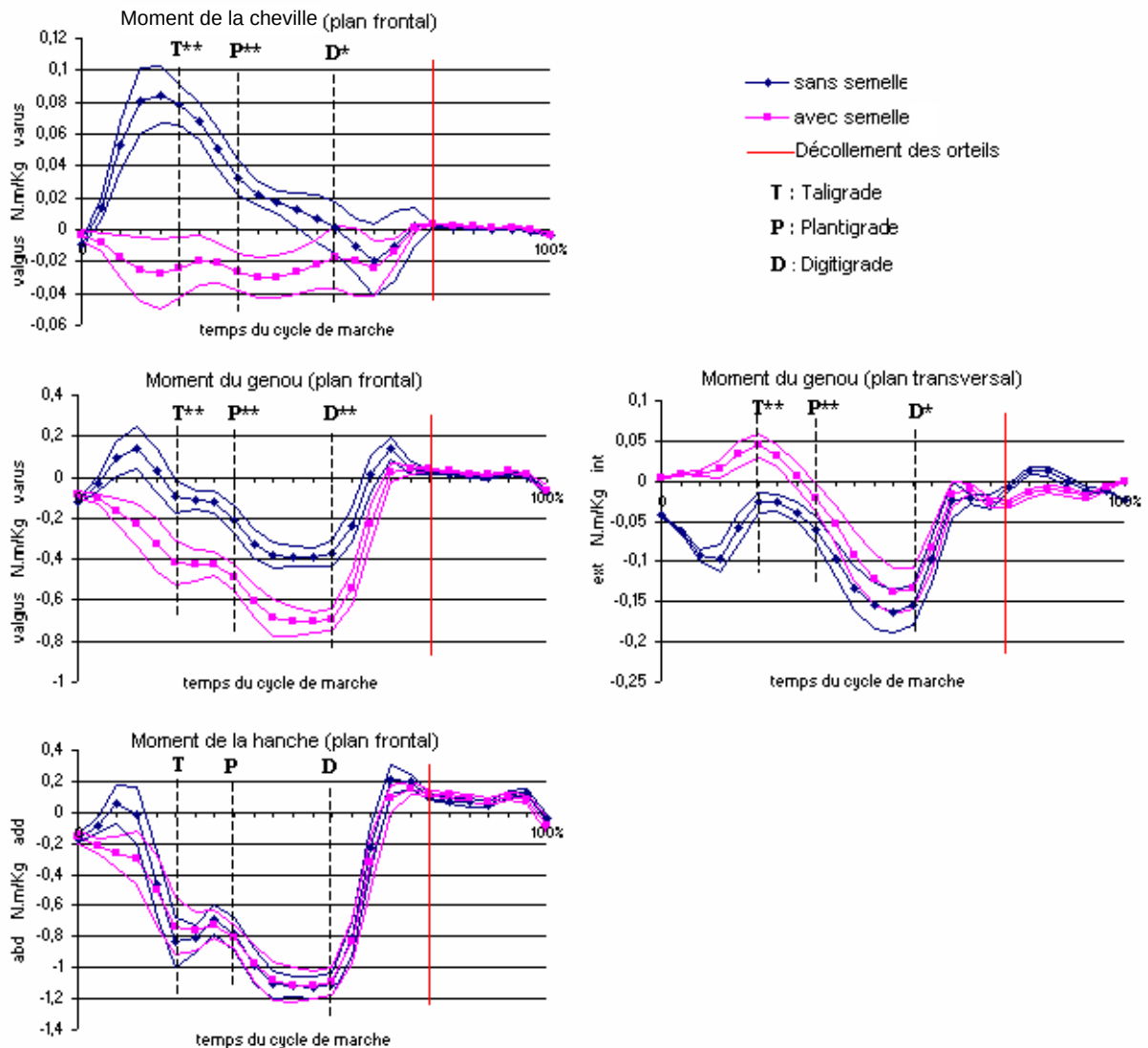


Figure IV.7 : Paramètres biomécaniques dynamiques du sujet 2 (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,001$)

L'observation des paramètres biomécaniques dynamiques de la Figure IV.7 entre les modalités : pied chaussé sans la semelle et pied chaussé avec la semelle, montre que :

- le moment de varus de la cheville diminue significativement avec la semelle dans la phase taligrade ($p < 0,001$), la phase plantigrade ($p < 0,001$) et la phase digitigrade ($p < 0,05$). Il décroît de 7,8% du poids du corps pour passer à 2,3% du poids du corps en valgus en phase taligrade, de 3,2% pour passer à 2,6% du poids du corps en valgus en phase plantigrade et de 0,1% pour passer à 1,4% du poids du corps en valgus en phase digitigrade.

- le moment de valgus du genou augmente significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les phases : taligrade, plantigrade et digitigrade. Il croît de 9,4% à 41,7% du poids du corps en phase taligrade, de 20,7% à 48,9% du poids du corps en phase plantigrade et de 36,9% à 69,9% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment de rotation externe du genou diminue significativement avec la semelle dans la phase taligrade ($p < 0,001$) et en externe dans la phase plantigrade ($p < 0,001$) et la phase digitigrade ($p < 0,05$). Le moment en rotation externe baisse de 2,6% pour passer à 4,4% du poids du corps en rotation interne en phase taligrade. Le moment en rotation externe s'atténue de 6% à 2% du poids du corps en phase plantigrade et de 15,7% à 12,9% en phase digitigrade.

- il n'y a pas de changement significatif avec la semelle au niveau du moment d'abduction de la hanche.

Le Tableau IV.2 synthétise les évolutions des paramètres dynamiques entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle, dans les trois phases de la marche.

Tableau IV.2 : Tableau de synthèse de l'évolution des moments articulaires en pourcentage du poids du corps (N.m/Kg.100) entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle du sujet 2.

( : augmentation,  : diminution)

	Phase taligrade			Phase plantigrade			Phase digitigrade		
	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle
Moment de varus/valgus de la cheville	7,8% varus		2,3% valgus	3,2% varus		2,6% valgus	0,1% varus		1,4% valgus
Moment de valgus du genou	9,4%		41,7%	20,7%		48,9%	36,9%		69,9%
Moment de rotation interne/externe du genou	2,6% externe		4,4% interne	6% externe		2% externe	15,7% externe		12,9% externe
Moment d'abduction de la hanche	83%	Non significatif	73%	80%	Non significatif	79%	110%	Non significatif	108%

Nous observons qu'avec la semelle :

- le moment en varus pour maintenir la cheville disparaît et s'inverse en valgus avec une amplitude faible dans les trois phases. Ainsi, l'alignement du talon avec le tibia semble induire un gain sur le moment articulaire pour stabiliser cette articulation dans le plan frontal.
- le moment en valgus pour équilibrer le genou augmente ostensiblement dans les trois phases. Par conséquent, la diminution de l'angle de valgus semble accroître le moment de valgus qui pourrait expliquer la disparition du pincement externe du genou.
- le moment de rotation externe du genou diminue dans les trois phases. Cette modification semble montrer que la diminution de la rotation interne du fémur sur le tibia requiert moins d'effort pour stabiliser le genou dans le plan horizontal. Cette diminution modérerait les pressions sur la face externe de la rotule.
- peu de modifications sont constatées en ce qui concerne le moment d'adduction de la hanche.

IV.3.1.3 Sujet 3

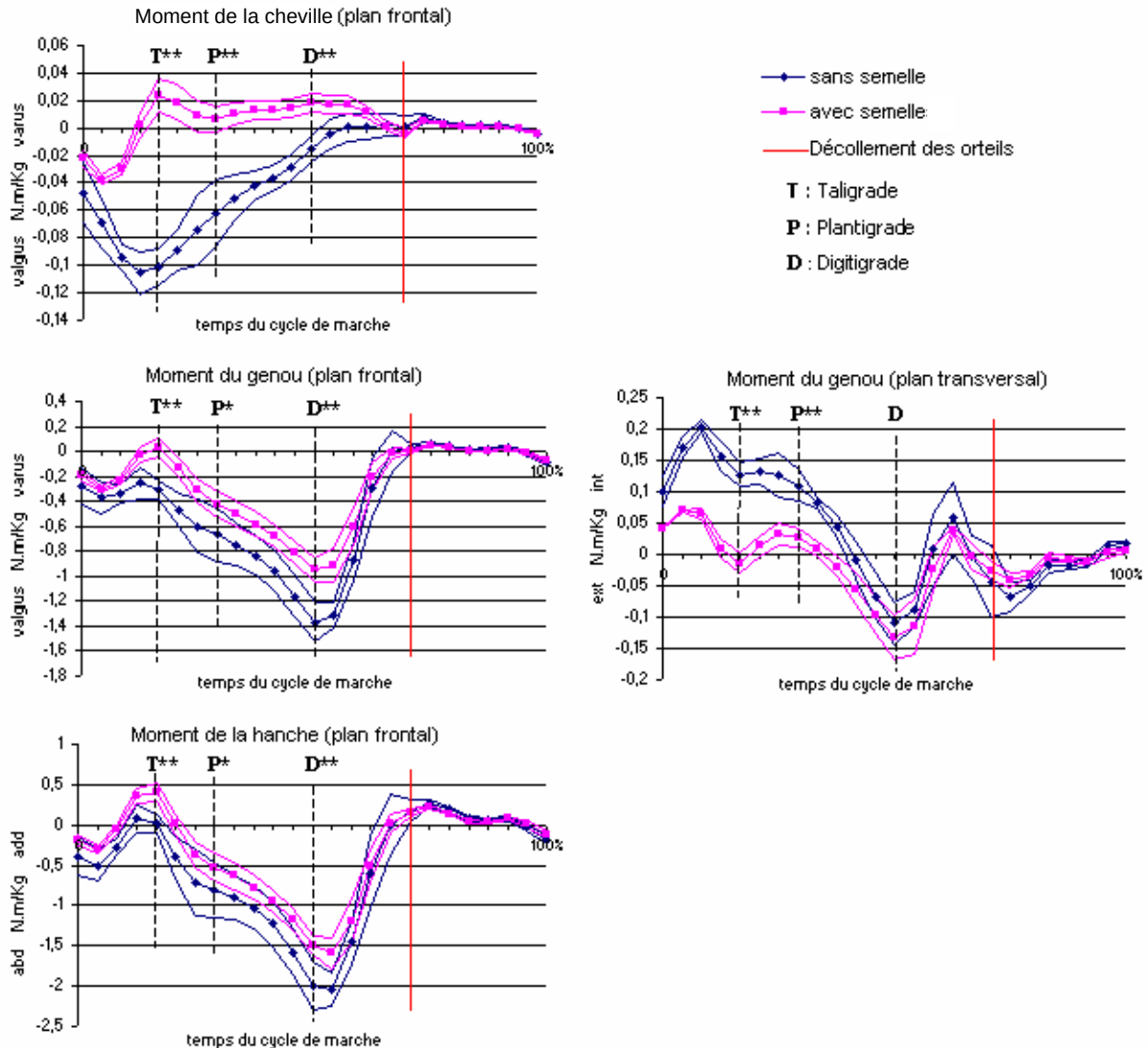


Figure IV.8 : Paramètres biomécaniques dynamiques du sujet 3 (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,001$)

L'observation des paramètres biomécaniques dynamiques de la Figure IV.8 entre les modalités : pied chaussé sans la semelle et pied chaussé avec la semelle, montre que :

- le moment de valgus de la cheville diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Il décroît de 10,1% du poids du corps pour passer à 2,3% du poids du corps en varus en phase taligrade, de 6,2% pour passer à 0,6% du poids du corps en varus en phase plantigrade et de 1,4% pour passer à 1,8% du poids du corps en varus en phase digitigrade.

- le moment de valgus du genou diminue significativement avec la semelle dans la phase taligrade ($p<0,001$), la phase plantigrade ($p<0,05$) et la phase digitigrade ($p<0,001$). Il décroît de 30,4% pour passer à 2,7% du poids du corps en varus en phase taligrade, de 67% à 46,2% du poids du corps en phase plantigrade et de 136,8% à 94,6% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment de rotation interne du genou diminue significativement ($p<0,001$) avec la semelle dans la phase taligrade et la phase plantigrade. Le moment en rotation interne baisse de 12,7% pour passer à 1,3% du poids du corps en externe en phase taligrade et de 10,9% à 2,6% du poids du corps en phase plantigrade.

- le moment d'adduction de la hanche augmente significativement avec la semelle dans la phase taligrade ($p<0,001$) et le moment d'abduction diminue significativement avec la semelle dans la phase plantigrade ($p<0,05$) et la phase digitigrade ($p<0,001$). Le moment d'adduction croît de 0,7% à 40,8% du poids du corps en phase taligrade. Le moment d'abduction baisse de 81% à 52,2% du poids du corps en phase plantigrade et de 199% à 149% du poids du corps en phase digitigrade.

Le Tableau IV.3 synthétise les évolutions des paramètres dynamiques entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle, dans les trois phases de la marche.

Tableau IV.3 : Tableau de synthèse de l'évolution des moments articulaires en pourcentage du poids du corps (N.m/Kg.100) entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle du sujet 3.

( : augmentation,  : diminution)

	Phase taligrade			Phase plantigrade			Phase digitigrade		
	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle
Moment de varus/valgus de la cheville	10,1% valgus		2,3% varus	6,2% valgus		0,6% varus	1,4% valgus		1,8% varus
Moment de varus/valgus du genou	30,4% valgus		2,7% varus	67% valgus		46,2% valgus	136,8% valgus		94,6% valgus
Moment de rotation interne/externe du genou	12,7% interne		1,3% externe	10,9% interne		2,6% interne	10,9% externe	Non significatif	13,2% externe
Moment d'abduction/adduction de la hanche	0,7% adduction		40,8% adduction	81% abduction		52,2% abduction	199% abduction		149% abduction

Nous observons qu'avec la semelle :

- le moment en valgus pour maintenir la cheville disparaît et s'inverse en varus avec une amplitude faible dans les trois phases. De ce fait, la réduction du varus du pied semble diminuer l'action du moment articulaire pour stabiliser cette articulation dans le plan frontal.
- le moment en valgus équilibrant le genou décroît dans les trois phases. Ainsi, la diminution de l'angle de varus semble réduire le moment de valgus et faire disparaître le pincement interne du genou.
- le moment de rotation du genou baisse en interne dans les phases : taligrade et digitigrade. Cette nouvelle adaptation semble montrer que la rotation du fémur sur le tibia requiert moins d'effort pour stabilisée le genou.
- le moment d'abduction se réduit pour maintenir la hanche dans le plan frontal dans la phase plantigrade et la phase digitigrade. Ainsi, la diminution du moment d'abduction apparaît être liée au rétablissement physiologique de l'angle d'adduction. Le résultat semble avoir pour effet de diminuer le pincement de la hanche.

IV.3.1.4 Sujet 4

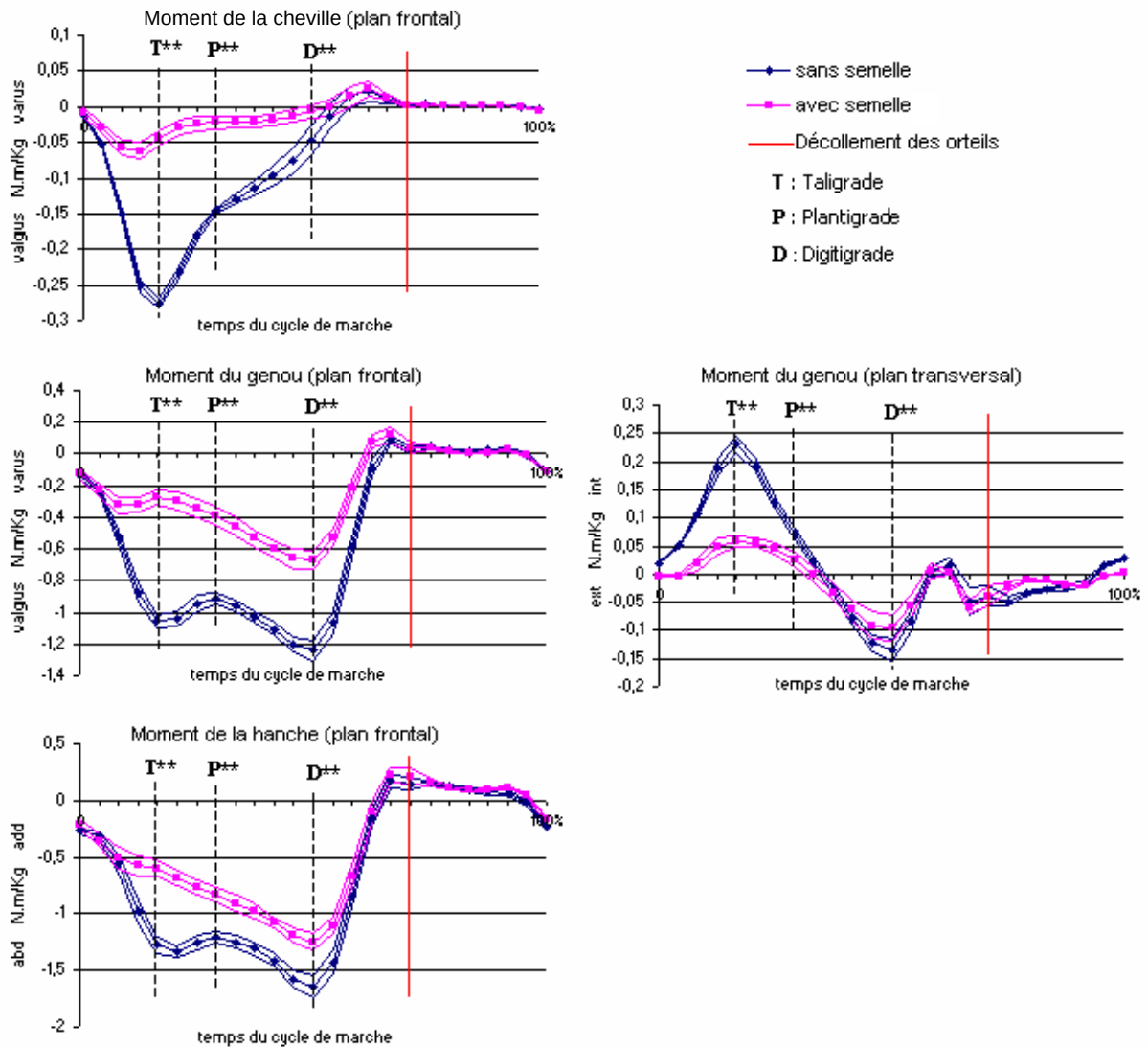


Figure IV.9 : Paramètres biomécaniques dynamiques du sujet 4 (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,001$)

L'observation des paramètres biomécaniques dynamiques de la Figure IV.9 entre les modalités pied chaussé sans la semelle et pied chaussé avec la semelle montre que :

- le moment de valgus de la cheville diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Il décroît de 26,9% à 3,2% du poids du corps en phase taligrade, de 15% à 1,2% du poids du corps en phase plantigrade et de 4,6% à 0,2% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment de valgus du genou diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Il décroît de 101,5% à 32,5% du poids du corps en phase

taligrade, de 94,5% à 39,2% du poids du corps en phase plantigrade et de 124,1% à 66,5% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment de rotation du genou diminue significativement ($p < 0,001$) en interne dans la phase taligrade et la phase plantigrade et en externe dans la phase digitigrade avec la semelle. Le moment en rotation interne baisse de 24,6% à 6,8% du poids du corps en phase taligrade et de 8,1% à 2,5% du poids du corps en phase plantigrade. Le moment de rotation externe décroît de 13,5% à 9,5% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment d'abduction de la hanche diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Le moment d'abduction baisse de 127,6% à 67,4% du poids du corps en phase taligrade, de 125,8% à 76% du poids du corps en phase plantigrade et de 164,4% à 124,5% du poids du corps en phase digitigrade.

Le Tableau IV.4 synthétise les évolutions des paramètres dynamiques entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle, dans les trois phases de la marche.

Tableau IV.4 : Tableau de synthèse de l'évolution des moments articulaires en pourcentage du poids du corps (N.m/Kg.100) entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle du sujet 4.

( : augmentation,  : diminution)

	Phase taligrade			Phase plantigrade			Phase digitigrade		
	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle
Moment de varus/valgus de la cheville	26,9% valgus		3,2% valgus	15% valgus		1,2% valgus	4,6% valgus		0,2% valgus
Moment de valgus du genou	101,5%		32,5%	94,5%		39,2%	124,1%		66,5%
Moment de rotation interne/externe du genou	24,6% interne		6,8% interne	8,1% interne		2,5% interne	13,5% externe		9,5% externe
Moment d'abduction de la hanche	127,6%		67,4%	125,8%		76%	164,4%		124,5%

Nous observons qu'avec la semelle :

- le moment en valgus maintenant la cheville diminue nettement dans les trois phases. Par déduction, la réduction du varus du pied semble restaurer une action moindre des moments articulaires pour stabiliser cette articulation dans le plan frontal.
- le moment en valgus équilibrant le genou baisse dans les trois phases. La diminution de l'angle de varus semble avoir pour effet de réduire le bras de levier entre la force de réaction du sol appliquée sur le pied et le centre articulaire du genou dans le plan frontal. Cet effet paraît décompresser le plateau interne du tibia.
- le moment de rotation externe du genou baisse en phase digitigrade. Ce résultat semble montrer la décharge de la face externe de la rotule avec la limitation de l'angle de rotation interne du genou.
- le moment d'abduction s'atténue pour maintenir la hanche dans le plan frontal durant les trois phases. Ce nouveau maintien semble soulager la tête coxo-fémorale de la surcharge, localisée sur la zone du pincement.

IV.3.1.5 Sujet 5

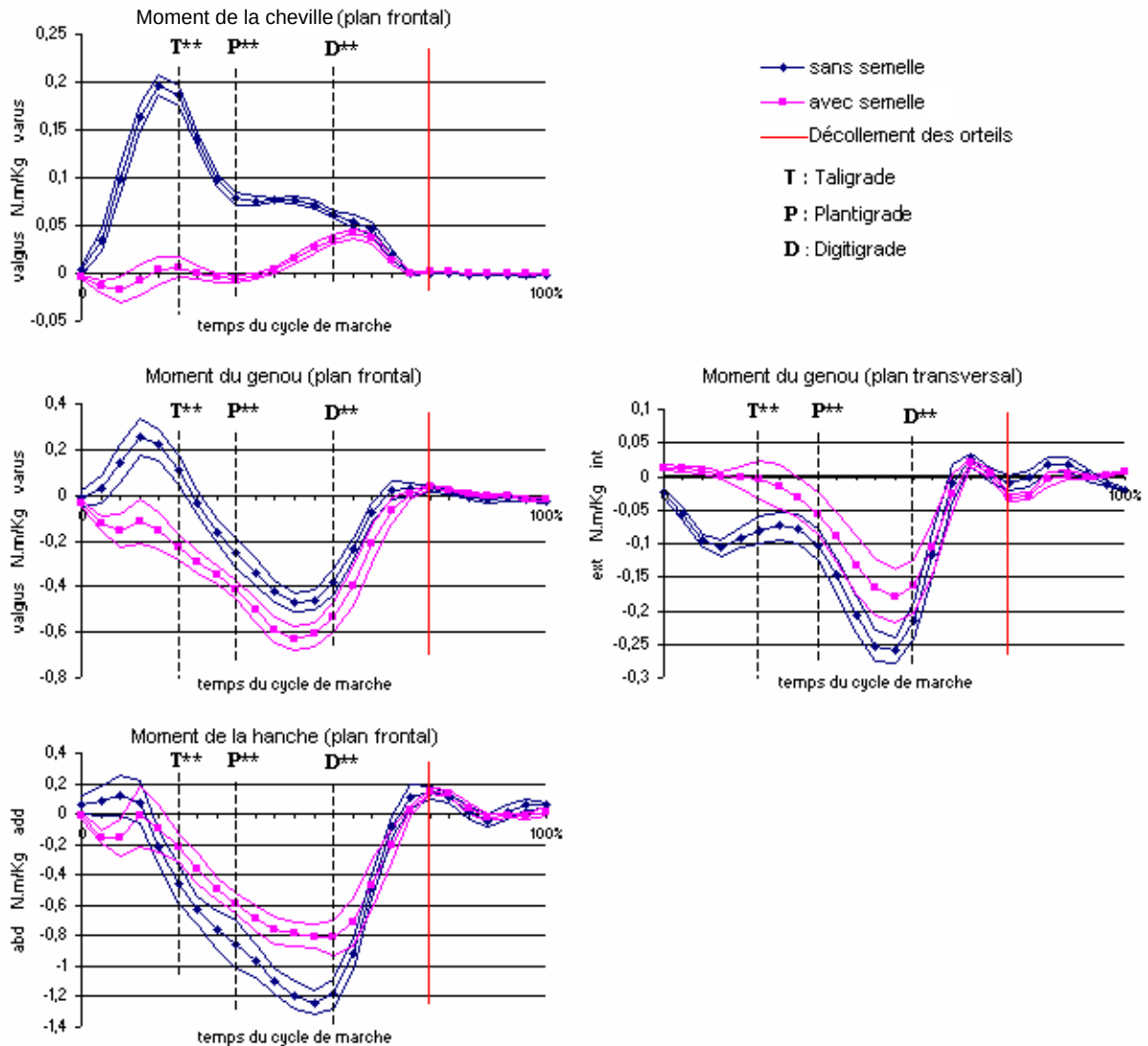


Figure IV.10 : Paramètres biomécaniques dynamiques du sujet 5 (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,001$)

L'observation des paramètres biomécaniques dynamiques de la Figure IV.10 entre les modalités pied chaussé sans la semelle et pied chaussé avec la semelle montre que :

- le moment de varus de la cheville diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Il décroît de 18,5% à 0,6% du poids du corps en phase taligrade, de 7,1% à 0% du poids du corps en phase plantigrade et de 5,7% à 3% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment du genou diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle en varus dans la phase taligrade et augmente en valgus dans la phase plantigrade et la phase

digitigrade. Le moment en varus décroît de 21,9% pour passer à 22,9% du poids du corps en valgus en phase taligrade. Le moment en valgus croît de 25,2% à 41,3% du poids du corps en phase plantigrade et de 45,9% à 53,3% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment de rotation externe du genou diminue significativement ($p < 0,001$) dans les trois phases de la marche avec la semelle. Il baisse de 9% à 0% du poids du corps en phase taligrade et de 10,2% à 5,4% du poids du corps en phase plantigrade et de 21,4% à 16,3% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment d'abduction de la hanche diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Le moment d'abduction baisse de 46,1% à 22% du poids du corps en phase taligrade, de 85,4% à 58,8% du poids du corps en phase plantigrade et de 118,1% à 80,9% du poids du corps en phase digitigrade.

Le Tableau IV.5 synthétise les évolutions des paramètres dynamiques entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle, dans les trois phases de la marche.

Tableau IV.5 : Tableau de synthèse de l'évolution des moments articulaires en pourcentage du poids du corps (N.m/Kg.100) entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle du sujet 5.

(↗ : augmentation, ↘ : diminution)

	Phase taligrade			Phase plantigrade			Phase digitigrade		
	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle
Moment de varus/valgus de la cheville	18,5% varus	↘	0,6% valgus	7,1% varus	↘	0% varus	5,7% varus	↘	3% varus
Moment de varus/valgus du genou	21,9% varus	↗	22,9% valgus	25,2% valgus	↗	41,3% valgus	45,9% valgus	↗	53,3% valgus
Moment de rotation externe du genou	9%	↘	0%	10,2%	↘	5,4%	21,4%	↘	16,3%
Moment d'abduction de la hanche	46,1%	↘	22%	85,4%	↘	58,8%	118,1%	↘	80,9%

Nous observons qu'avec la semelle :

- le moment en varus maintenant la cheville est plus faible dans les trois phases. La diminution du valgus du pied réduit le moment du bras de levier entre la force de réaction du sol sur le pied et la cheville dans le plan frontal. Ce nouveau comportement permet à la cheville de développer moins d'effort pour être maintenue.
- le moment en valgus équilibrant le genou augmente dans les trois phases. Le nouvel alignement du genou dans le plan frontal semble expliquer la décharge du condyle externe avec la diminution de l'angle de valgus.
- le moment de rotation externe du genou baisse dans les trois phases. La diminution du moment de rotation externe du fémur sur le tibia, avec la réduction de l'angle de rotation interne du genou, soulage apparemment les pressions sur la face externe de la rotule.
- le moment d'abduction est nettement réduit pour maintenir la hanche dans le plan frontal durant les trois phases. Ce résultat, combiné avec la diminution de l'angle d'adduction de la hanche, semble entraîner une répartition uniforme des forces de contacts articulaires sur le cotyle.

IV.3.1.6 Sujet 6

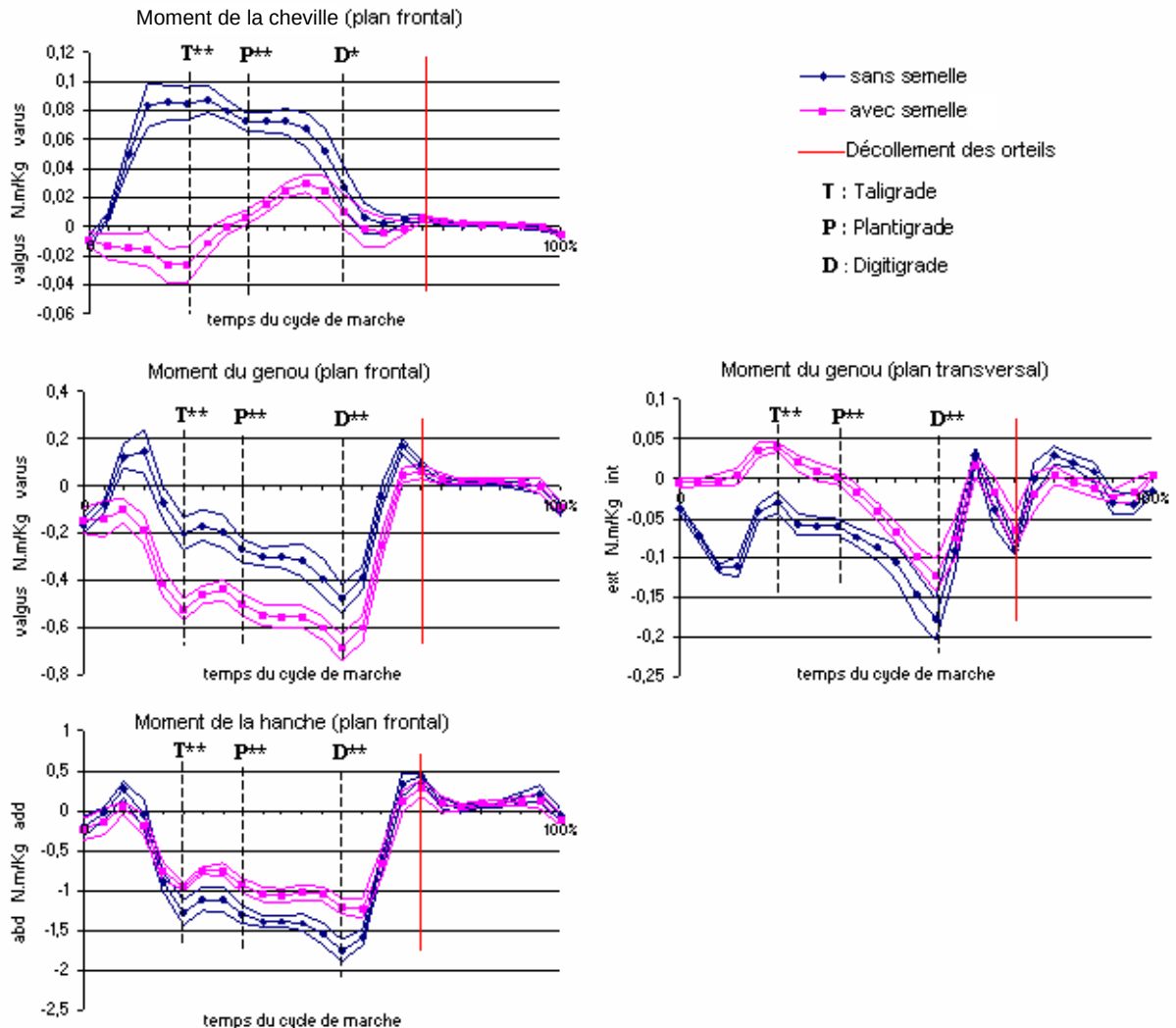


Figure IV.11 : Paramètres biomécaniques dynamiques du sujet 6 (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,001$)

L'observation des paramètres biomécaniques dynamiques de la Figure IV.11 entre les modalités pied chaussé sans la semelle et pied chaussé avec la semelle montre que :

- le moment de varus de la cheville diminue significativement avec la semelle dans la phase taligrade ($p < 0,001$), la phase plantigrade ($p < 0,001$) et la phase digitigrade ($p < 0,05$). Il décroît de 8,4% pour passer à 2,6% du poids du corps en valgus en phase taligrade, de 7,2% à 1,1% du poids du corps en phase plantigrade et de 2,7% à 1,2% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment de valgus du genou augmente significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Il croît de 19,9% à 52,5% du poids du corps en phase taligrade, de 26,9% à 49,8% du poids du corps en phase plantigrade et de 47,8% à 68,5% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment de rotation externe du genou diminue significativement ($p < 0,001$) dans les trois phases de la marche avec la semelle. Il baisse de 2,9% pour passer à 3,3% du poids du corps en interne en phase taligrade et de 7,1% pour passer à 1% du poids du corps en interne en phase plantigrade et de 17,7% à 12,1% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment d'abduction diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Le moment d'abduction baisse de 126,2% à 89,2% du poids du corps en phase taligrade, de 130,5% à 84% du poids du corps en phase plantigrade et de 175,5% à 119,4% du poids du corps en phase digitigrade.

Le Tableau IV.6 synthétise les évolutions des paramètres dynamiques entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle, dans les trois phases de la marche.

Tableau IV.6 : Tableau de synthèse de l'évolution des moments articulaires en pourcentage du poids du corps (N.m/Kg.100) entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle du sujet 6.

( : augmentation,  : diminution)

	Phase taligrade			Phase plantigrade			Phase digitigrade		
	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle
Moment de varus/valgus de la cheville	8,4% varus		2,6% valgus	7,2% varus		1,1% varus	2,7% varus		1,2% varus
Moment de valgus du genou	19,9%		52,5%	26,9%		49,8%	47,8%		68,5%
Moment de rotation interne/externe du genou	2,9% externe		3,3% interne	7,1% externe		1% interne	17,7% externe		12,1% externe
Moment d'abduction de la hanche	126,2%		89,2%	130,5%		84%	175,5%		119,4%

Nous observons qu'avec la semelle :

- le moment en varus maintenant la cheville est atténué dans les trois phases. Il semble que la réduction de l'angle de valgus de la cheville permette d'équilibrer cette articulation avec un minimum d'effort au niveau des moments dans le plan frontal.
- le moment en valgus du genou augmente nettement dans les trois phases. Ce nouvel équilibre, induit par l'atténuation de l'angle de valgus du genou, paraît limiter les surcharges sur le condyle externe.
- le moment de rotation externe du genou baisse dans les trois phases. Ce résultat, couplé à la diminution de la rotation interne du fémur par rapport au tibia, semble minimiser les excès de contraintes sur la face externe de la rotule.
- le moment d'abduction de la hanche décroît dans les trois phases. En conséquence, la réduction de l'angle d'adduction de la hanche semble avoir pour effet de décompresser le pincement entre la tête fémorale et le cotyle.

IV.3.1.7 Sujet 7

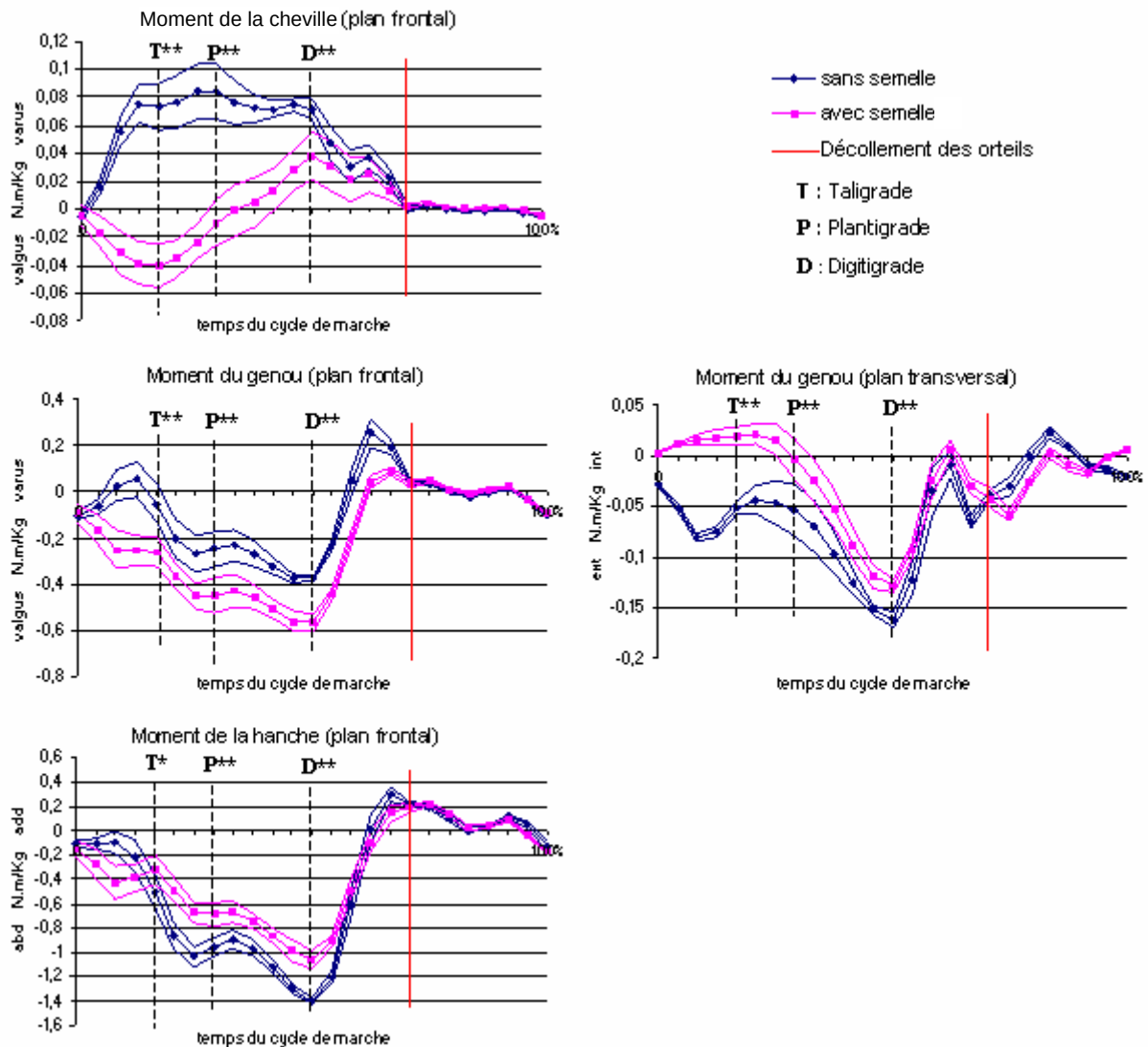


Figure IV.12 : Paramètres biomécaniques dynamiques du sujet 7 (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,001$)

L'observation des paramètres biomécaniques dynamiques de la Figure IV.12 entre les modalités pied chaussé sans la semelle et pied chaussé avec la semelle montre que :

- le moment de varus de la cheville diminue significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Il décroît de 7,3% pour passer à 4% du poids du corps en valgus en phase taligrade, de 8,4% pour passer à 0,9% du poids du corps en valgus en phase plantigrade et de 7,1% à 3,8% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment de valgus du genou augmente significativement ($p < 0,001$) avec la semelle dans les trois phases de la marche. Il croît de 20% à 36,2% du poids du corps en phase taligrade, de 24,6% à 44,6% du poids du corps en phase plantigrade et de 37,8% à 56,4% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment de rotation externe du genou diminue significativement ($p < 0,001$) dans les trois phases de la marche avec la semelle. Il baisse de 5,7% pour passer à 2,1% du poids du corps en interne en phase taligrade et de 5,3% à 0,2% du poids du corps en phase plantigrade et de 16,1% à 12,1% du poids du corps en phase digitigrade.

- le moment d'abduction de la hanche diminue significativement avec la semelle dans la phase taligrade ($p < 0,05$), la phase plantigrade ($p < 0,001$) et la phase digitigrade ($p < 0,001$). Le moment d'abduction baisse de 50,2% à 36,9% du poids du corps en phase taligrade, de 95,3% à 68,7% du poids du corps en phase plantigrade et de 142,6% à 105,2% du poids du corps en phase digitigrade.

Le Tableau IV.7 synthétise les évolutions des paramètres dynamiques entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle, dans les trois phases de la marche.

Tableau IV.7 : Tableau de synthèse de l'évolution des moments articulaires en pourcentage du poids du corps (N.m/Kg.100) entre les modalités : pied sans semelle et pied avec semelle du sujet 7.

( : augmentation,  : diminution)

	Phase taligrade			Phase plantigrade			Phase digitigrade		
	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle	Sans semelle	Evolution	Avec semelle
Moment de varus/valgus de la cheville	7,3% varus		4% valgus	8,4% varus		0,9% varus	7,1% varus		3,8% varus
Moment de valgus du genou	20%		36,2%	24,6%		44,6%	37,8%		56,4
Moment de rotation interne/externe du genou	5,7% externe		2,1% interne	5,3% externe		0,2% externe	16,1% externe		12,1% externe
Moment d'abduction de la hanche	50,2%		36,9%	95,3%		68,7%	142,6%		105,2%

Nous observons qu'avec la semelle :

- le moment en varus stabilisant la cheville est plus faible dans les trois phases. Ce résultat semble montrer que le moment en varus du maintien de la cheville diminue avec le réalignement de l'axe du calcanéum et celui du tibia dans le plan frontal.
- le moment en valgus du genou augmente dans les trois phases. Ce nouvel équilibre, associée à l'atténuation de l'angle de valgus du genou, semble produire une délocalisation des surcharges du condyle externe.
- le moment de rotation externe du genou baisse dans les trois phases. Ainsi, la diminution de la rotation interne du fémur par rapport au tibia peut avoir comme conséquence d'éliminer le pincement externe de la rotule.
- le moment d'abduction est nettement réduit pour maintenir la hanche dans le plan frontal durant les trois phases. Cet effet, mis en concordance avec l'atténuation de l'angle d'adduction de la hanche, semble intervenir pour rétablir une répartition uniforme des pressions sur les surfaces articulaires de la hanche.

IV.3.2 Liaisons entre les paramètres cinématiques et dynamiques

L'objectif de cette partie est d'étudier les liaisons entre les paramètres cinématiques et dynamiques. Nous souhaitons montrer la pertinence de nos paramètres pour décrire l'état des moments articulaires dans le plan frontal de l'appareil locomoteur. Ainsi, nous pourrions identifier les paramètres qui caractérisent les pathologies. Pour cela, nous effectuons un test de corrélation sur l'ensemble des paramètres cinématiques étudiés au paragraphe III.3 du chapitre III et les paramètres dynamiques analysés à la section IV.3 de ce chapitre.

Les résultats du test de corrélation soulignent des liaisons fortes (seuil de significativité fixé à $p < 0,05$) entre :

- l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus de la cheville dans la phase taligrade ($r = 0,92$), la phase plantigrade ($r = 0,91$) et la phase digitigrade ($r = 0,75$),
- l'angle de rotation interne/externe de la cheville et le moment de varus/valgus du genou dans la phase plantigrade ($r = 0,77$) et la phase digitigrade ($r = 0,80$),

- l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus du genou dans la phase plantigrade ($r = 0,79$) et la phase digitigrade ($r = 0,83$).

Ces corrélations nous permettent d'établir les équations de régression liant les paramètres. Ainsi, nous analyserons l'influence de l'évolution des paramètres cinématiques sur les paramètres dynamiques dans les différentes phases de la marche :

➤ Angle de varus/valgus et moment de varus/valgus de la cheville :

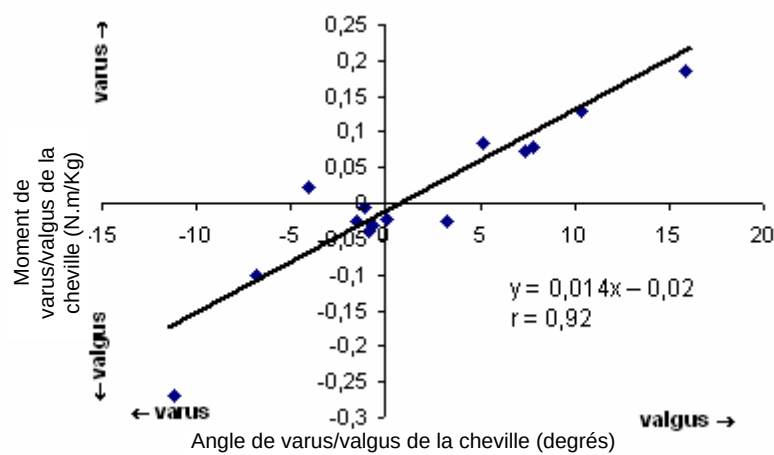


Figure IV.13 : Corrélation entre l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus de la cheville en phase taligrade

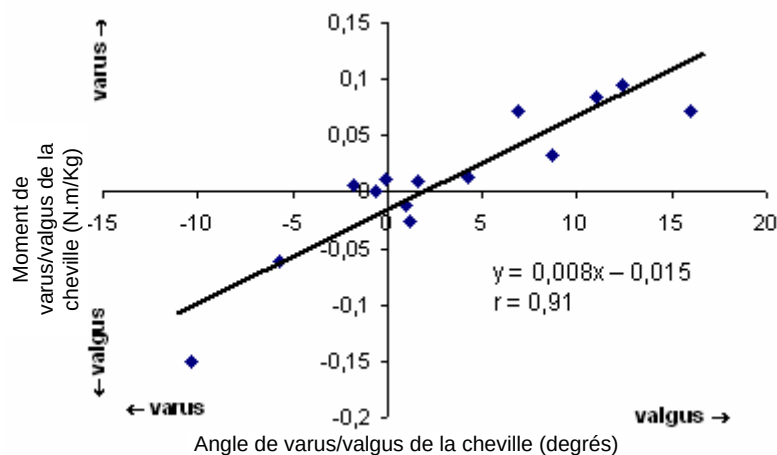


Figure IV.14 : Corrélation entre l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus de la cheville en phase plantigrade

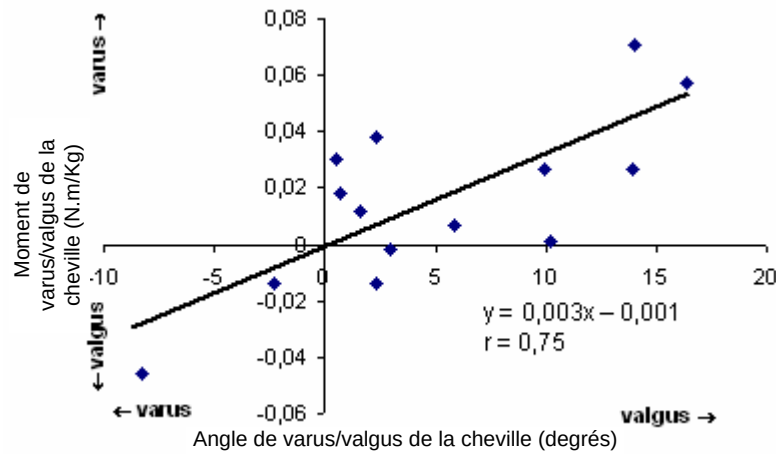


Figure IV.15 : Corrélation entre l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus de la cheville en phase digitigrade

Les corrélations, entre l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus de la cheville dans les trois phases de la marche, montrent que l'angle de valgus de cheville engendre un moment en varus. Un modèle linéaire entre les deux paramètres dans les trois phases est statistiquement validé (Figure IV.13, Figure IV.14 et Figure IV.15).

- Angle de rotation interne/externe de la cheville et moment de varus/valgus du genou :

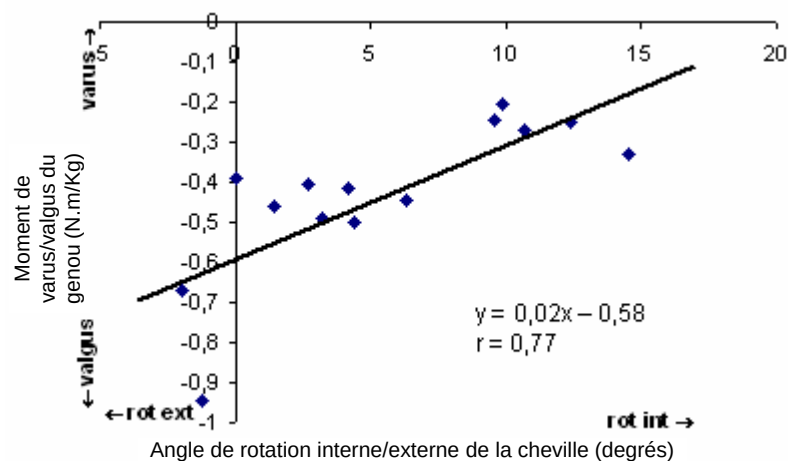


Figure IV.16 : Corrélation entre l'angle de rotation interne/externe de la cheville et le moment de varus/valgus du genou en phase plantigrade

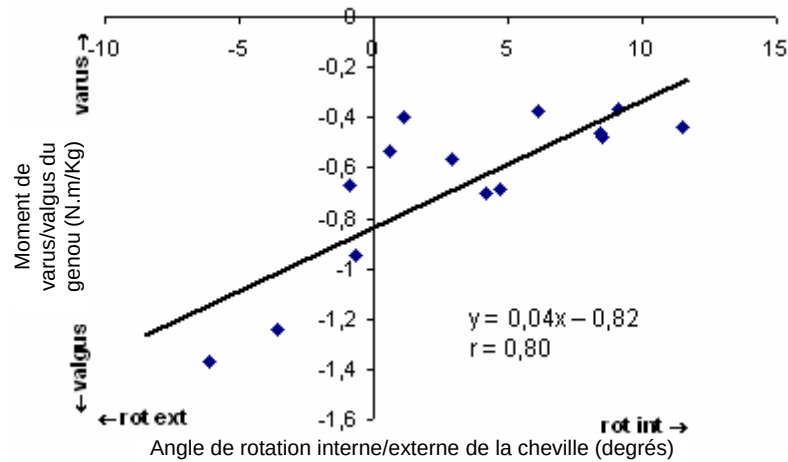


Figure IV.17 : Corrélation entre l'angle de rotation interne/externe de la cheville et le moment de varus/valgus du genou en phase digitigrade

Les corrélations, entre l'angle de rotation interne/externe de la cheville et le moment de varus/valgus du genou dans la phase plantigrade et la phase digitigrade, suggèrent que la rotation interne du tibia diminue le moment de valgus du genou (Figure IV.16 et Figure IV.17). Or, le moment de varus/valgus du genou se montre être un indicateur pour l'étude de l'arthrose fémoro-tibiale (Hurwitz, 1998; Luepongsak, 2002; Amin, 2004). En conséquence, l'angle de rotation interne/externe de la cheville se présente comme l'un des facteurs impliqués dans les pincements latéraux du genou. Par ailleurs, L'angle de varus/valgus du genou se montre également être un des paramètres incriminés dans les pincements latéraux du genou (Kapandji, 1994). En effet, les corrélations entre l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus du genou, dans la phase plantigrade et la phase digitigrade, semblent confirmer que l'angle de valgus diminue le moment de valgus du genou (Figure IV.18 et Figure IV.19).

➤ Angle de varus/valgus et moment de varus/valgus du genou :

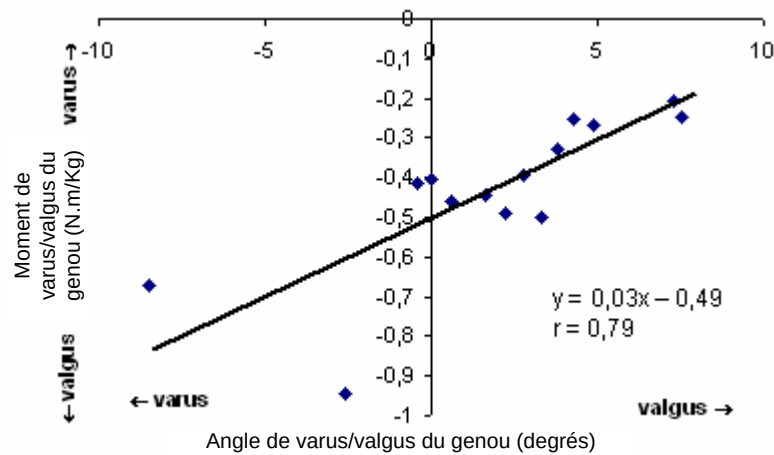


Figure IV.18 : Corrélation entre l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus du genou en phase plantigrade

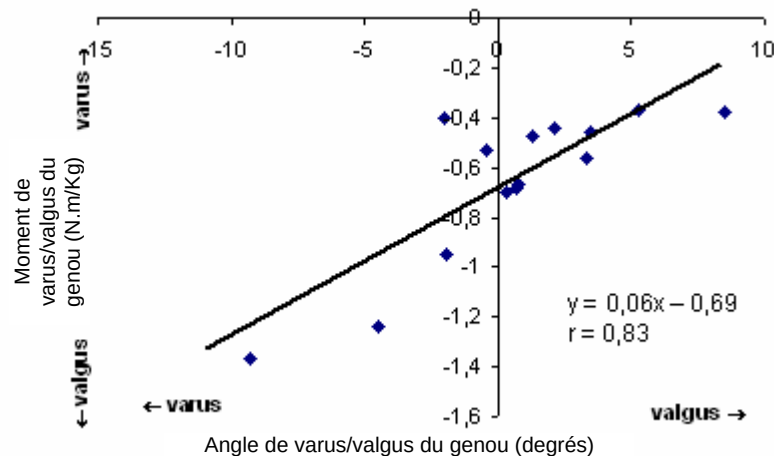


Figure IV.19 : Corrélation entre l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus du genou en phase digitigrade

L'étude des corrélations montre un fort couplage des paramètres cinématiques de la cheville sur les paramètres dynamiques, dans le plan frontal, de la cheville et du genou. Ceux-ci rendent compte des efforts qui transitent dans les articulations du membre inférieur pendant la marche suivant les positions du pied. Les résultats semblent démontrer l'influence du fonctionnement cinématique du pied sur les efforts transmis dans la chaîne articulaire. Dans cette optique, les équations de liaison, entre les paramètres cinématiques et dynamiques, paraissent pertinentes pour l'évaluation de pathologies.

IV.4 Discussion

L'analyse des moments dans le plan frontal nous renseigne sur l'intensité des contraintes mécaniques de l'action du sol sur chaque articulation. Ainsi, elle permet d'apprécier l'impact du recentrage des articulations par orthèses plantaires sur les zones de surcharge au niveau des contacts articulaires.

Nous avons vu, au chapitre III avec l'analyse cinématique, que nous distinguons deux modèles patho-mécaniques (Kapandji, 1994):

- le modèle à pieds plats valgus (hyperpronateur) et à genoux valgum dynamiques pour les sujets 1, 2, 5, 6 et 7

- le modèle à pieds creux varus et genoux varum dynamiques pour les sujets 3 et 4.

Ces deux modèles ont des caractéristiques dynamiques qui semblent permettre de les distinguer correctement par rapport à un modèle « normal » (modèle corrigé avec la semelle). Il est, par conséquent, important d'examiner chaque articulation en fonction des résultats donnés par les deux modèles dans les conditions, sans et avec la semelle :

- au niveau de la cheville, le modèle à pieds plats valgus et à genoux valgum a tendance à générer un moment en varus de forte amplitude par rapport au modèle « normal ». Ce moment provient de l'action des muscles supinateurs du pied pour le stabiliser en s'opposant à l'écrasement de l'arche interne. Inversement, le modèle à pieds creux varus et genoux varum engendre un moment en valgus de forte amplitude par rapport au modèle « normal » pour contrer le bras de levier de la force de contact sol/pied par rapport à l'articulation de la cheville. Ces résultats sont corroborés par l'étude de Van Gheluwe et al. (2005). Ils montrent que les déviations du genou et de la cheville en valgus tendent à augmenter le moment de varus de la cheville pendant la marche et vice versa pour les déviations en varus. L'étude cinématique a montré que les semelles alignent les centres articulaires au niveau du talon jusqu'à la hanche. Cet alignement semble avoir pour effet de diminuer le bras de levier de la force de réaction du sol entre le talon et la cheville. Effectivement, les moments en varus pour une déviation de la cheville en valgus et les moments en valgus pour une déviation en varus diminuent significativement avec le port des semelles.

- au niveau du genou, le modèle à genoux valgum entraîne un déficit du moment en valgus par rapport au modèle « optimal ». En revanche, le modèle à genoux varum engendre un excès du moment en valgus par rapport au modèle « optimal ». Weidow et al. (2006) montrent que les patients avec une arthrose du compartiment interne marchent avec un faible moment de valgus du genou. Inversement, les patients avec une arthrose du compartiment externe marchent avec un fort moment de valgus du genou par rapport au groupe de contrôle (Figure IV.20). Ainsi, un déficit du moment de valgus du genou pourrait être synonyme d'un pincement du compartiment externe et un excès du moment de valgus du genou induirait un pincement du compartiment interne. L'étude dynamique montre que les semelles ont tendance à augmenter le moment de valgus du genou valgum (permettant de décharger le compartiment externe) et à diminuer le moment de valgus du genou varum (pour décompresser le compartiment interne). Il apparaît ainsi qu'il existe un moment de valgus du genou « normal » obtenu par le recentrage des articulations.

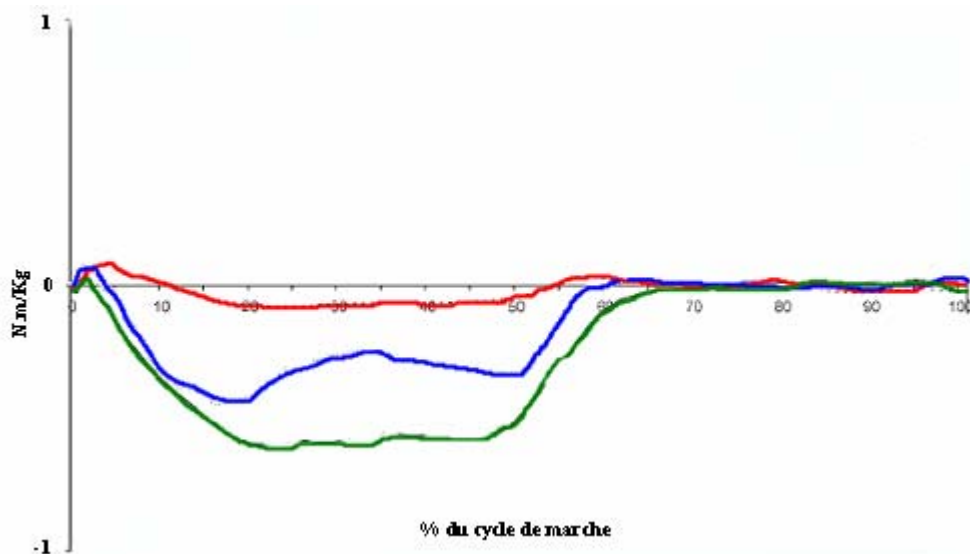


Figure IV.20 : Moyennes des moments en valgus du genou de patients avec une arthrose du compartiment interne (n=15, trait vert), de patients avec une arthrose du compartiment externe (n=15, trait rouge) et du groupe de sujets sains (n=15, trait bleu) (d'après Weidow, 2006).

- au niveau de la hanche, les deux modèles provoquent un moment d'abduction élevé par rapport aux résultats avec semelles, traduisant un excès du travail des muscles abducteurs de hanche pour équilibrer cette articulation pendant la marche. L'amplification des forces développées semble traduire un porte-à-faux. Il peut être une cause d'usure prématurée de l'articulation coxo-fémorale (Neumann, 1989). Le port des semelles a tendance à

diminuer le moment d'abduction de la hanche, pouvant réduire ainsi les contraintes sur les surfaces articulaires et les pincements entre la tête fémorale et le cotyle.

- dans le plan horizontal au niveau du genou, le cas du pincement externe de la rotule (sujets 1, 2, 5, 6, 7) semble toucher principalement le modèle à pieds plats valgus et à genoux valgum. En effet, ce pincement est provoqué par une rotation externe du tibia sous le fémur et par l'angulation en valgum du genou (Kapandji, 1994). D'après nos résultats, le moment de rotation externe du fémur sur le tibia diminue et passe légèrement en interne principalement durant la phase taligrade avec les semelles. Ce nouvel ajustement du genou pourrait expliquer la décharge de la face externe de la rotule avec la paroi externe de la gorge de la trochlée. En effet, le moment en externe tend à ramener le squelette jambier en rotation externe par rapport au fémur. Or, du fait de la configuration de la direction de l'action du quadriceps, de la rotule et du tendon rotulien, la composante de force du pincement externe subit le moment externe (Figure IV.21). Par conséquent, on peut supposer que le moment externe peut être un indicateur pour détecter un syndrome fémoro-patellaire. On remarque aussi que le moment en externe s'oppose à la rotation interne du tibia par rapport au pied augmentant le valgum lors de la flexion du genou. De ce fait, la diminution significative du moment en externe avec les semelles semble montrer que le réajustement de la rotation interne du squelette jambier réaligne le tibia et le fémur dans le plan frontal et fait disparaître l'instabilité en valgum.

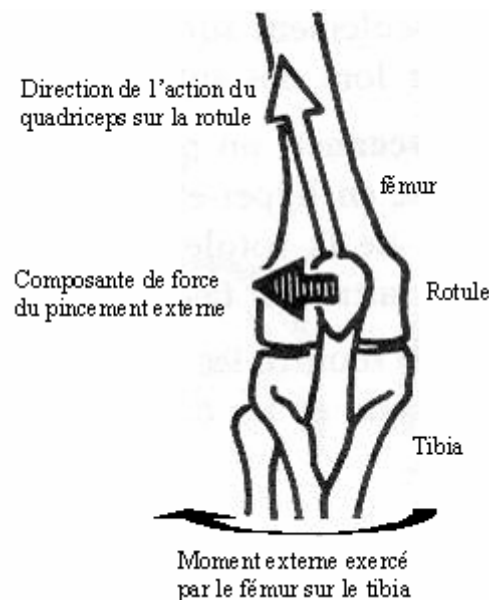


Figure IV.21 : Illustration du pincement externe de la rotule (d'après Kapandji, 1994)

Les résultats obtenus illustrent l'action de rééquilibrage cinématique induit par les semelles sur les bras de levier au niveau de chaque articulation. Les intensités des moments articulaires produites par les bras de levier, s'adaptent au recentrage des articulations et démontrent l'efficacité de la correction des appuis du pied sur le sol par orthèses podales. En effet, l'étude des moments montre les gains obtenus sur les conditions d'équilibre dynamique, c'est-à-dire que les structures musculaires ne sont plus soumises au dysfonctionnement et agissent uniquement pour réaliser le mouvement normal de l'appareil locomoteur. Ainsi, La rééquilibration dynamique par orthèse assure la transmission fonctionnelle des forces de réaction dans la chaîne articulaire du membre inférieur. Par conséquent, les pressions se délocalisent pour se répartir uniformément sur les surfaces articulaires. Les usures prématurées des cartilages dues aux pincements se réduisent grâce au rétablissement de la congruence entre les articulations.

Dans ce contexte, l'analyse dynamique se montre performante pour établir un bilan des changements et améliorations sur les efforts propagés dans les articulations. Cet outil semble requis pour le diagnostic et le suivi des pathologies ostéo-articulaires : coxalgie et gonalgie. Il permet de comprendre les mécanismes de rééquilibration des bras de levier sur les contraintes ostéo-articulaires. Pour décrire ces mécanismes, nous avons extrait les paramètres dynamiques pertinents dans l'analyse et l'évaluation de pathologies. Il apparaît, d'après notre analyse dynamique, que :

- le moment de varus/valgus de la cheville permet de rendre compte de l'alignement optimal du talon avec le tibia,
- le moment de varus/valgus du genou est un des paramètres à observer pour rendre compte d'un pincement latéral entre les condyles fémoraux et les plateaux tibiaux,
- le moment de rotation externe de genou semble impliqué dans le pincement externe de la rotule,
- l'amplitude du moment d'adduction de la hanche est un paramètre pertinent pour évaluer un pincement entre la tête coxo-fémorale et le cotyle.

Nous avons également montré l'efficacité d'analyser les moments à des instants particuliers des trois phases de la marche (le pic de réception de la phase taligrade, le pic du passage du corps à la verticale du pied en phase plantigrade et le pic de propulsion de la

phase digitigrade) où les contraintes articulaires sont maximales (pics des courbes des moments articulaires). Les pics synthétisent l'évolution des pressions maximales s'exerçant sur les surfaces de contact articulaire dans les phases : taligrade, plantigrade et digitigrade du déroulé du pas sur le sol. Ils ont permis de trouver des relations liant les paramètres cinématiques et dynamiques entre le pied et les articulations de la hanche et du genou.

Ainsi, nous avons mis en lumière la distribution des efforts conditionnés par le fonctionnement du pied et transmis dans les articulations. Pour ces motifs, il semble logique qu'un dysfonctionnement du pied prédispose à l'apparition de pathologies dans les articulations sus-jacentes du membre inférieur.

IV.5 Conclusion

Nous avons explicité la modélisation du membre inférieur afin d'appliquer les lois de la mécanique pour le calcul de la dynamique inverse. Pour réaliser cette modélisation, nous avons utilisé la programmation par schémas blocs disponible avec la toolbox SIMMECHANICSTM de SIMULINKTM du logiciel MATLABTM. Cette formalisation s'est avérée très performante pour le calcul des moments et forces intersegmentaires du membre inférieur pendant la marche.

Dans notre analyse dynamique, les moments dans le plan frontal des articulations de la cheville, du genou et de la hanche ont permis d'appréhender les gains fonctionnels entre une biomécanique désordonnée et la correction des dysfonctionnements articulaires par le biais des orthèses. En effet, nos résultats démontrent que le recentrage articulaire améliore les conditions d'équilibre dynamique en réajustant les bras de levier au niveau de chaque articulation. Ainsi, avec les modifications des appuis plantaires, les articulations travaillent dans les conditions de fonctionnement optimal. L'uniformisation des contraintes sur les surfaces articulaires permet de soulager les zones enflammées en faisant disparaître les pincements.

Nous avons montré l'intérêt du calcul des efforts articulaires pour observer les défauts de positionnement des articulations pendant la marche. Pour cette raison, l'analyse dynamique est une étape importante dans l'évaluation et la caractérisation d'une pathologie. En effet, celle-ci est capable de quantifier les forces et les moments transmis dans la chaîne articulaire de l'appareil locomoteur, et donc illustre les changements et améliorations réels (avec le port

des orthèses) pour rendre compte du nouvel équilibre des efforts propagés dans les articulations. Par conséquent, il apparaît que les analyses cinématiques et dynamiques se complètent pour définir efficacement le diagnostic et le suivi de pathologies ostéo-articulaires. Ces derniers passent par l'évaluation de paramètres biomécaniques capables de contribuer significativement à caractériser une pathologie. Ainsi, les paramètres biomécaniques à retenir pour le suivi thérapeutique sont :

- au niveau de la cheville, les amplitudes : de l'angle de varus/valgus, de l'angle de rotation interne/externe et du moment de varus/valgus,
- au niveau du genou, les amplitudes : de l'angle de varus/valgus, de l'angle de rotation interne/externe, du moment de varus/valgus et du moment de rotation interne/externe,
- au niveau de la hanche, les amplitudes : de l'angle d'adduction et du moment d'abduction,
- au niveau du bassin, l'amplitude de l'angle d'antéversion du bassin.

CHAPITRE V : Conclusion générale et perspectives

Les mécanismes, conduisant à une ou à des pathologies ostéo-articulaires, sont assez méconnus. L'approche de la correction par orthèse des défauts de positionnement du pied pour traiter les affections du membre inférieur a prouvé son efficacité. Ainsi, ce travail repose sur l'analyse comportementale du pied pour positionner et aligner les articulations de la cheville, du genou et de la hanche lors de la locomotion. L'originalité réside dans l'étude prenant le pied comme élément originel, responsable de l'équilibre des efforts transmis dans la chaîne osseuse du corps. Ce concept novateur, introduit par la podologie, nous a conduits à examiner les interdépendances entre les articulations comme étant les entités directrices du mouvement lors de la phase d'appui de la marche : « l'os domine sur le muscle qui subit ».

Ainsi, l'objectif scientifique des travaux exposés dans ce document était d'apporter une nouvelle approche dans l'analyse des dysfonctionnements de l'appareil locomoteur, au travers de paramètres biomécaniques pertinents, afin de mettre en lumière les caractéristiques des couplages articulaires du pied et de la chaîne articulaire sus-jacente dans l'évaluation des pathologies ostéo-articulaires : lombalgie, coxalgie et gonalgie.

Dans cette perspective, nous avons abordé, de manière expérimentale, les aspects statiques, cinématiques et dynamiques de l'activité locomotrice de sujets symptomatiques, afin d'étudier le comportement de la chaîne articulaire suivant deux modalités (sans et avec semelles correctrices). Les différences ont permis de mettre en évidence l'impact des défauts de positionnement articulaire sur la dégénérescence des cartilages et la pertinence de paramètres biomécaniques pour les décrire.

Pour atteindre ce résultat, nous avons, en premier lieu, extrait de la littérature les caractéristiques physiologiques structurales et locomotrices du membre inférieur. Cette recherche a constitué une base de références dans notre étude des dysfonctionnements. Le rapprochement des données biomécaniques de la marche et des examens pratiqués en podologie a permis d'identifier et de synthétiser les paramètres biomécaniques impliqués dans l'apparition des pathologies de l'appareil locomoteur (modèle patho-mécanique).

Puis, compte-tenu du caractère tridimensionnel des déplacements articulaires, nous avons mis en place un protocole expérimental « générique » de mesure du mouvement de la marche. Afin de quantifier les paramètres, nous avons retenu les performances de deux

systèmes d'analyses (VICON et tapis de marche ADAL) et donné les processus de traitement des données brutes pour rendre la mesure du mouvement interprétable cliniquement (variables angulaires suivant les axes anatomiques).

Nous avons également mené une série d'expérimentations sur une population symptomatique afin de comparer nos résultats à la physiologie et, de ce fait, d'identifier les mouvements en défaut (excès ou déficit des variables angulaires dans les plans horizontaux et frontaux provoquant des pincements articulaires). Les paramètres biomécaniques ont montré leur pertinence pour établir et caractériser l'état fonctionnel de la chaîne articulaire du membre inférieur (modèle ostéo-articulaire physiologique ou modèles patho-mécaniques) face au diagnostic orthopédique.

Par ailleurs, nous avons mis en avant l'intérêt de considérer l'appui plantaire dans les trois phases à des instants particuliers du cycle où les contraintes sont maximales. En effet, ces instants interviennent, en montrant qu'ils sont des invariants caractéristiques des paramètres de la marche, dans l'évaluation d'un dysfonctionnement entre les modalités : pied sans semelle et pied corrigé avec semelle.

A cet effet, nous avons souligné l'implication de l'amplitude et de la fréquence d'un dysfonctionnement (angle en défaut), aux instants particuliers du cycle, sur l'usure anormale des cartilages articulaires (zone de contact réduite + contraintes de charge élevée = usure irrégulière des surfaces articulaires).

De plus, l'analyse des individus sportifs a montré que l'apparition des symptômes était accélérée et aggravée par des charges importantes et prolongées sur les surfaces articulaires en contact induites par l'activité physique.

Puis, nous avons défini les liens entre les paramètres cinématiques (corrélations et équations de régression) qui nous ont conduits à trouver les liaisons entre les défauts de positionnement du pied et les pincements articulaires dans la lombarthrose, la coxarthrose et la gonarthrose.

Suite aux résultats cinématiques, nous avons mené une analyse dynamique, pour une caractérisation complète du mouvement, permettant d'avoir accès aux efforts articulaires afin de repérer les paramètres qui traduisent le mieux les « sur-contraintes » responsables des affections. Cependant, l'obtention des moments et forces articulaires n'est pas accessible

in vivo. Ainsi, l'élaboration d'un modèle mécanique anthropométrique des membres inférieurs nous a permis de calculer l'action des forces qui transitent dans les articulations pour suivre le mouvement.

Enfin, nous avons montré les liens existants entre les paramètres cinématiques et dynamiques. Ceux-ci ont illustré l'influence des paramètres cinématiques du pied (angles de varus/valgus et de rotation interne/externe de la cheville) sur l'amplitude du bras de levier de l'action du sol (moments articulaires dans les plans frontaux et horizontaux) au niveau de la cheville, du genou et de la hanche. Ainsi, nous avons montré que la biomécanique du pied conditionne l'équilibre fonctionnel des efforts transmis dans la chaîne osseuse.

Ce pendant, certaines améliorations demandent encore à être apportées en ce qui concerne la modélisation mécanique du membre inférieur afin de :

- prendre en compte les recommandations de la Société de Internationale de Biomécanique dans le but de se conformer aux standards établis pour comparer et vérifier nos résultats avec les données de la littérature, en particulier la séquence de rotation dans le calcul des angles intersegmentaires (chapitre II section II.6.4.2). Il est à remarquer que la comparaison de nos résultats avec les données de la littérature, pour établir les amplitudes physiologiques des angles articulaires, reste acceptable (chapitre III section III.5.1). En effet, la valeur des angles varie faiblement avec le changement de séquence seulement si la valeur des amplitudes articulaires demeure très inférieure à un radian (environ 57°) (Woltring, 1994), ce qui est le cas des angles : de la cheville, du genou de la hanche et du bassin, lors de la phase d'appui de la marche.

- étudier le degré d'incertitude du calcul des paramètres cinématiques et dynamiques face aux erreurs de mesure expérimentale (chapitre II section II.4.1.3) pour évaluer l'ordre d'imprécision des angles et moments articulaires (sensibilité du modèle).

- intégrer une modélisation des forces développées par les structures musculaires et ligamentaires pour permettre une étude complète des actions de contact articulaire.

- affiner d'avantage le détail de la modélisation en utilisant une structure en segments déformables (en éléments finis par exemple) respectant la complexité de la géométrie des surfaces interosseuses pour examiner précisément les zones de contact

articulaire en surcharges pendant le mouvement.

D'ores et déjà, la démarche et les résultats de cette étude ont permis de contribuer à une meilleure compréhension des phénomènes mécaniques mis en jeu dans l'apparition de pathologies.

Premièrement, ils fournissent les paramètres biomécaniques pertinents dans la caractérisation des pathologies ostéo-articulaires :

- au niveau de la cheville, l'angle de varus/valgus, l'angle de rotation interne/externe et le moment de varus/valgus, pour caractériser l'alignement du pied et du tibia dans les plans frontaux et horizontaux,
- au niveau du genou, l'angle de varus/valgus et le moment de varus/valgus pour caractériser les pincements latéraux entre les condyles fémoraux et les plateaux tibiaux,
- au niveau du genou, l'angle de rotation interne/externe et le moment de rotation interne/externe, pour caractériser le pincement externe de la rotule avec la trochlée fémorale,
- au niveau de la hanche, l'angle d'adduction et le moment d'abduction pour caractériser les pincements entre la tête fémorale et le cotyle.
- au niveau du bassin, l'angle d'antéversion du bassin pour caractériser les pincements lombaires.

Deuxièmement, les instants particuliers du cycle où les moments articulaires sont maximaux et synonymes de pression plus élevée sur les zones de contact articulaire sont identifiés. Les paramètres biomécaniques évalués aux instants caractéristiques permettent de synthétiser l'équilibre fonctionnel de la chaîne ostéo-articulaire.

Troisièmement, les liaisons entre les paramètres de positionnement du pied et le couplage articulaire de la chaîne segmentaire du membre inférieur sont mises en évidence par des équations de corrélation à la section III.5.2.2 du chapitre III. Celles-ci permettent en les combinant, d'anticiper les déplacements du tibia, du fémur et du bassin par rapport aux angles

de varus/valgus et de rotation interne/externe de la cheville aux instants particuliers du cycle.

Les répercussions de ces résultats sont multiples tant sur le point scientifique que technologique :

D'un point de vue scientifique, l'investigation du concept novateur, introduit par la podologie, apporte de nouvelles connaissances sur les mécanismes du fonctionnement de l'activité locomotrice humaine. Nous avons dégagé plusieurs éclaircissements sur l'enchaînement des mouvements de l'appareil locomoteur guidé par le comportement du pied en appui. Lorsque le membre est en charge, le pied devient l'origine de la transmission des efforts du sol dans la chaîne osseuse. Les attitudes de réaction de celui-ci dans le déroulé du pas conditionnent les trajectoires prises par les articulations sus-jacentes. Celles-ci subissent l'action des bras de levier qui influence la distribution des pressions sur les surfaces articulaires. Mécaniquement, les zones en surcharge s'usent plus rapidement et conduisent à des arthroses prématurées.

D'un point de vue technologique, la répercussion de ce travail permet de proposer aux professionnels de la santé une méthode innovante d'aide au diagnostic, capable de donner les indices (paramètres biomécaniques) pratiques pour : détecter les dysfonctionnements de l'appareil locomoteur et évaluer ainsi les prédispositions à des pathologies. De plus, les équations de liaison mises en évidence, permettent de traduire l'équilibre fonctionnel de la chaîne articulaire à travers les paramètres de positionnement du pied. Ces données permettront d'apporter des solutions de compensation des troubles adaptées à chaque individu pour concevoir la semelle « optimale ». Dans cet objectif, des indices de récupération pourront être établis pour le suivi des patients afin de garantir la continuité du traitement thérapeutique. Afin de guider le praticien dans le choix thérapeutique, les outils d'analyse et de diagnostic développés dans cette étude devraient être prometteurs dans les domaines comme : la podologie, la rééducation orthopédique, la conception de prothèses ou les interventions chirurgicales, pour des études cliniques.

Ces outils pourront être également exploités dans des champs plus larges comme : l'industrie de la chaussure et les équipementiers sportifs, afin de concevoir des produits innovants qui prennent en compte les paramètres biomécaniques pour optimiser le mouvement locomoteur dans l'activité physique du sportif.

Références bibliographiques

A

- Allard P., Blanchi J.P.** (1996) « Analyse du mouvement humain par la biomécanique », *Ed. Ville Mont-Royal*, 281 p.
- Amin S., Luepongsak N., McGibbon C.A., LaValley M.P., Krebs D.E., Felson D.T.** (2004) « Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders », *Arthritis and rheumatism*, Vol. 51, n° 3, p. 371-376
- An K.N., Jacobsen M.C., Berglund L.J., Chao E.Y.** (1988) « Application of a magnetic tracking device to kinesiological studies », *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, n° 7, p. 613-620
- Andriacchi T.P.** (1994) « Dynamics of knee malalignment », *Orthopaedic physical therapy clinics of North America*, Vol. 25, p. 395-403
- Apkarian S., Naumann S., Cairns B.** (1989) « A three dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb », *Journal of Biomechanics*, Vol. 22 p.143-155

B

- Badler N., Phillips C., Webber B.** (1993) « Simulating Humans », *Computer Graphics Animation and Control*, Oxford University Press, New York, ISBN: 0-19-507359-2
- Barbier F.** (1994) « Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique – Application à la rééducation », *Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes*
- Barbier F.** (2005) « Proposition d'une méthode itérative conduisant à l'élaboration de systèmes d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse du mouvement », *Mémoire d'habilitation à diriger des recherches, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes*
- Bedi J.F., Cresswell A.G., Engel T.J., Nicol S.M.** (1987) « Increase in jumping height associated with maximal effort vertical depth jumps », *Research Quarterly for Exercise and Sport*, Vol. 58, n° 1, p. 11-15
- Begon M., Lacouture P.** (2005a) « Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. Partie 1 : modèles, leurs caractéristiques et leur validation », *Science et Motricité*, Vol. 2, n° 54, p. 12-33
- Begon M., Lacouture P.** (2005b) « Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. Partie 2 : estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette », *Science et Motricité*, Vol. 2, n° 55, p. 35-60
- Begon M.** (2006) « Analyse et simulation tridimensionnelle de mouvements cycliques sur un ergomètre spécifique au kayak », *Thèse de doctorat, Université de Poitiers, Poitiers*
- Bell A., Pedersen D., Brand R.** (1990) « A comparison of accuracy of several hip center location prediction methods », *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, n° 6, p. 617-621
- Bendahan P.** (2006) « Analyse biomécanique et simulation du mouvement de préhension en milieu encombré », *Thèse de doctorat, Université de Paris XI Orsay, Paris-Sud*
- Benedetti M.G., Catani F., Leardini A., Pignotti E. et Giannini S.** (1998) « Data management in gait analysis for clinical applications », *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, n° 3, p. 204-215

- Blais L.** (2004) « Analyse objective des deux techniques de projection en judo : Seoï nage et Uchi mata ; De la réalité mécanique aux applications pédagogiques », *Thèse de doctorat, Université de Poitiers, Poitiers*
- Bobbert M.F., Schamhardt H.C., Nigg B.M.** (1991) « Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data », *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, p. 1095-1105
- Bogard E., Richards C.L.** (1981) « Gait analysis and relearning of gait control in hemiplegic patient », *Physiotherapy Canada*, Vol. 33, p. 223-230
- 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 de doctorat, Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon*
- Bonnefoy A., Pradon D., Chèze L.** (2005) « Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions », *ITBM-RBM News*, Vol. 26, n° 6, p. 24-32
- Bosco C., Luhtanen P., Komi P.V.** (1983) « A simple method for measurement of mechanical power in jumping », *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 50, p. 273-282
- Bouchet A., Cuilleret J.** (1995) « Anatomie : b. Le membre inférieur », *Paris, France, Simep/Masson, 3^e Ed.*, p. 1452-1723
- Boucher J.** (2003) « Approche nord américaine en orthèses plantaires », *Pied, équilibre et traitement posturaux.*, *Paris: Masson*, p. 73-82
- Boughiden M.L.** (2002) « Modélisation du mouvement de verticalisation d'un siège électrique : vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation des aides techniques », *Thèse de doctorat, Université de Paris XII, Créteil*
- Bouisset S., Zattara M.** (1981) « A sequence of postural movements precedes voluntary movements », *Neuroscience Letters*, Vol. 22, p. 263-270
- Boulic R., Thalmann N.M., Thalmann D.** (1990) « A global human walking model with real-time kinematic personification », *The Visual Computer*, Vol. 6, n° 6, p. 344-358
- Bouroche J.M., Saporta G.** (1998) « L'analyse des données », *Col. Que sais-je ? Ed. Presses Universitaires de France*, 124 p.
- Brenière Y., Bril B., Fontaine R.** (1989) « Analysis of the transition from upright stance to study state locomotion in children with under 200 days of autonomous walking », *Journal of Motor Behaviour*, Vol. 20, p. 20-37
- Brenière Y., Do M.C.** (1991) « Control of gait initiation », *Journal of Motor Behaviour*, Vol. 23, n° 4, p. 235-240
- Brizon J., Castaing J.** (1988) « Arthrologie des membres », *Les feuillets d'anatomie, fascicule III, préparation des concours hospitaliers et des examens de la faculté de médecine*, 49 p.

C

- Calais-Germain B.** (1986) « Anatomie pour le mouvement tome 1 : Introduction à l'analyse des techniques corporelles », *Limoux, France, Ed. Calais-Germain B.*
- Cappozzo A., Catani F., Leardini A., Benedetti M.G., Croce U.D.** (1996) « Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts », *Clinical Biomechanics*, Vol. 11, n° 2, p. 90-100
- Cappozzo A.** (1984) « Gait analysis methodology », *Human Movement Science*, Vol. 3, p. 27-50
- Cavanagh P.R.** (1978) « A technique for averaging center of pressure paths from a force platform », *Journal of Biomechanics*, Vol. 11, n° 10-12, p. 487-491

- Chao E.Y.S.** (1980) « Justification of triaxial goniometer for measurement of joint rotation », *Journal of Biomechanics*, Vol. 13 p. 989-1006
- Cheng C.K., Chen H.H., Chen C.S., Chen C.L., Chen C.Y.** (2000) « Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging », *Clinical biomechanics*, Vol. 15, n° 8, p. 559-566
- Chèze L.** (1993) « Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploration de données externes », *Thèse de doctorat, Université Claude Bernard - Lyon 1, Lyon*
- Chèze L., Fregly B. J., Dimnet J.** (1995) « A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data », *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, n° 7, p. 879-884
- Chèze L., Fregly B.J., Dimnet J.** (1998) « Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis », *Human Movement Science*, Vol. 17, n° 1, p. 1-15
- Chèze L., Gutierrez C., San Marcelino R., Dimnet J.** (1996) « Biomechanics of the upper limb using robotic techniques », *Human Movement Science*, Vol. 15, n° 3, p. 477-496
- Chèze L., Lavigne A., Bennefoy A.** (2003) « Analyse 3D cinématique et dynamique de la marche : évaluation de la correction de dysfonctionnement douloureux par orthèse plantaires biomécaniques », *Pied, équilibre et traitement posturaux*, Paris: Masson, p. 83-92
- Clauser C.E., McConville J.T., Young J.W.** (1969) « Weight, volume and center of mass of segments of the human body », *Technical Report (TR-55-159), Wright-Patterson Air Force Base, OH*
- Cloup P.** (1989) « Etude et réalisation d'un système d'analyse gestuelle en trois dimensions par traitement d'images en temps réel », *Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, Valenciennes*
- Cochard H., Junqua A.** (1986) « Etude assistée par ordinateur du stockage de l'énergie élastique », *3^e symposium international de biologie de l'exercice et de l'entraînement physique*, Vol. 3, n° 14, p. 1081-1086
- Cooke D., Scudamore A., Li J., Wyss U., Bryant T., Costigan P.** (1997) « Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients », *Osteoarthritis Cartilage*, Vol. 5, n° 1, p. 39-47
- Copernic N.** (1566) « Nicolai Copernici Torinensis De Revolutionibus Orbium Coelestium », *Libri VI*
- Cuadrado J., Cardenal J., Bayo E.** (1997) « Modeling and solution methods for efficient real-time simulation of multibody dynamics », *Multibody System Dynamics*, Vol. 1, n° 3, p. 259-280

D

- D'Angeli-Chevassut M., Gaviria M.** (1994) « La marche humaine description et repères sémantiques », *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson, p. 9-20
- Day J.W., Smith G.L., Lehmann T.** (1984) « Effect of pelvic tilt on standing posture », *Physical therapy*, Vol. 64, n° 4, p. 510-516
- Debonne P.** (1988) « contribution à l'informatisation de l'analyse dynamométrique du geste sportif », *Thèse de doctorat, Université de Poitiers, Poitiers*
- De Leva P.** (1996a) « Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data », *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, n° 9, p. 1231-1233.
- De Leva P.** (1996b) « Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters », *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, n° 9, p. 1223-1230.
- Dempster W.T., Gaughran G.R.L.** (1967) « properties of body segments based on size and weight », *American journal of anatomy*, Vol. 120, p. 33-54

- Dimnet J., Guinguand M.** (1984) « The finite displacement vector's method », *Journal of Biomechanics*, vol. 17, n° 6, p. 397-408
- Doriot N.** (2001) « Modélisation dynamique du membre inférieur pour l'estimation des forces articulaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche », *Thèse de doctorat Université Claude Bernard Lyon 1, 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 bio-medical engineering*, Vol. 51, n° 1, p. 21-27.
- Dubrana F., Lefevre C.H., Le Nen D.** (2004) « Trucs et astuces en chirurgie du genou », *Ed. Sauramps Médical*, 197 p.
- Dujardin F., Aucouturier T., Bocquet G., Duparc F., Weber J., Thomine J.M.** (1998) « Kinematics of the healthy and arthritic hip joint during walking. A study of 136 subjects », *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, Vol. 84, n° 8, p. 689-699

E

- Eckhoff D.G.**, (1994) « Effect of limb malrotation on malalignment and osteoarthritis », *The Orthopedic clinics of North America*, Vol. 25, n° 3, p. 405-414
- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Tanaka S., Yamamoto S.** (1995) « Comparison of the performance of 3D camera systems », *Gait and Posture*, Vol. 3, n° 3, p. 166-169
- El Hafi F.** (2000) « Modélisation dynamique du mouvement : application à la marche et à l'enjambement d'obstacle », *Thèse de doctorat, Université Paris XII Val de Marne, Paris*
- El Hafi F., Gorce P.** (1999) « Behavioural approach for a bipedal robot stepping motion gait », *Robotica, Cambridge University Press*, Vol. 17, n° 5, p. 491-501
- Eng J.J., Pierrynowski M.R.** (1994) « The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running », *Physical therapy*, Vol. 74, n° 9, p. 836-844
- Euler L.** (1736) « Mécanique exposée analytiquement », *Saint-Pétersbourg*
- Evans A.L., Duncan G., Gilchrist W.** (1991) « Recording accelerations in body movements », *Medical Biological Engineering Computing*, Vol. 29, n° 1, p. 102-104

F

- Faivre A.** (2003) « Conception et validation d'un nouvel outil d'analyse de la marche », *Thèse de doctorat, Université de Franche-Comté, Franche-Comté*
- Falize J.L., Lucassen J.P., Hunebelle G.** (1969) « Analyse de l'impulsion dans le saut en hauteur sans élan », *Kinanthropologie*, Vol. 1, p. 25-43
- Faupin A.** (2005) « Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles », *Thèse de doctorat, Université du droit et de la Santé, Lille 2*
- Fijany A., Cagin T., Jaramillo-Botero A., Goddard W.** (1998) « A fast algorithm for massively parallel long-term simulation of complex molecular dynamics systems », *Parallel Computing*, p. 505-515

G

- Gaitosik R.L., Bohannon R.L.** (1987) « Clinical measurement of range of motion/ Review of goniometry emphasizing reliability and validity », *Physical Therapy*, Vol. 67, p. 1867-1872
- Galilée G.** (1610) « Sidereus Nuncius », *Florence*
- Gaviria M., D'Angeli-Chevassut M., Peruchon E., Micaleff J.P., Pelissier J., Rabischong P.** (1994) « Etude de la marche de l'hémiplégique adulte par analyse des pressions plantaires », *La marche humaine et sa pathologie*, Paris ed. Masson, p. 145-154
- Giacomozzi C., Macellari V., Leardini A., Benedetti M.G.** (2000) « Integrated pressure-force-kinematics measuring system for the characterisation of plantar foot loading during locomotion », *Medical and biological engineering and computing*, Vol. 38, n° 2, p. 156-63.
- Gillet C.** (2004) « Analyse biomécanique de la marche et proposition de classes de marcheurs - Application au portage de sacs à dos », *Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes*
- Gorce P.** (1994) « Méthodologie de conception de système de préhension polyvalent », *Thèse de doctorat, Université Pierre et Marie Curie, Paris 6*
- Gorce P., Vanel O.** (1997) « Behaviour synthesis of the erect stance for a biped control », *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, Vol. 18, n° 2, p. 127-145
- Gorce P., Guihard M.** (1998) « On dynamic control of pneumatic biped », *Journal of Robotic Systems*, Vol. 15, n° 7, p. 421-433
- Gorce P., Guihard M.** (1999) « Joint impedance pneumatic control for multichains systems », *Transaction ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement and control*, Vol. 121, n° 2, p. 293-297
- Gorce P.** (2000) « Approche biomécanique et robotique du mouvement chez l'homme. » *Mémoire d'habilitation à diriger des recherches, Université Paris Sud Orsay, Paris*
- Gorce P., El Hafi F., Coronado J.L.** (2001) « Dynamic control of walking cycle with initiation process for humanoïd robot », *Journal of Intelligent and Robotic Systems, JIRST, Kluwer Academic Publishers*, Vol. 31, p. 321-337
- Gorce P., Boughiden M.L.** (2003) « Biomechanical modeling of « seat to stand process » on electrical wheelchair », *AMSE the international journal of « Modeling, Measurement, Control »*, Part C , supplement 2C, Vol. 63, p. 58-71
- Gouilly P., Petitdant B.** (2006) « Comprendre la kinésithérapie en rhumatologie », *Ed. Masson, coll. Le point en rééducation*, 318 p.
- Goujon H.** (2006) « Analyse de la marche de l'amputé fémoral », *Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris*
- Grood E.S., Suntay W.J.** (1983) « A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee », *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 105, n° 2, p. 136-144
- Growney E., Meglan D., Johnson M., Thomas Cahalan T., An K.N.** (1997) « Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system », *Gait and Posture*, Vol. 6, n° 2, p. 147-162
- Guo M., Axe M.J., Manal K.** (2006) « The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individuals with knee osteoarthritis », *Gait and Posture*, Vol. 26, n° 3, p. 436-441
- Gutierrez C.** (1996) « Étude des fonctionnalités du membre supérieur en mouvement par l'exploitation de trajectoires de marqueurs externes », *Thèse de Doctorat, Université Claude Bernard, Lyon*

H

- Hanavan P.** (1964) « A mathematical model of human body », *Technical Report TR-64-102*, Aerospace Medical Research Laboratory, Ohio.
- Harradine P., Bevan L., Carter N.** (2006) « An overview of podiatric biomechanics theory and its relation to selected gait dysfunction », *Physiotherapy*, Vol. 92, p. 122-127
- Hatze H.** (1980) « A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments », *Journal of Biomechanics*, Vol. 13, n° 10, p. 833-843
- Hérisson C., Codine P., Brun V.** (2004) « L'arthrose du genou », *Ed. Masson, coll. Pathologie locomotrice et médecine orthopédique*, 174 p.
- Hungerford D.S., Barry M.** (1979) « Biomechanics of the patellofemoral joint », *Clinical orthopaedics and related research*, n°. 144, p. 9-15
- Hurwitz D.E., Sumner D.R., Andriacchi T.P., Sugar D.A.** (1998) « Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution », *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, n° 5, p. 423-30

J

- Jensen R.** (1978) « Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method », *Journal of Biomechanics*, Vol. 11, p. 349-358
- Jensen R., Hystad T., Kvale A., Baerheim A.** (2006) « Quantitative sensory testing of patients with long lasting Patellofémoral pain syndrome », *European Journal of Pain*, Vol. 11, n° 6, p. 665-676

K

- Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wooten M.E., Gainey J., Gordon G., Cochran G.V.** (1989) « Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait », *Journal of orthopaedic research*, Vol. 7, n° 6, p. 849-860
- Kapandji I.A.** (1996) « Physiologie articulaire, Tome 2 : membre inférieur », *Maloine, 5^e Ed*, 384 p.
- Kepler J.** (1596) « Mysterium Cosmographicum »
- Khalil W., Dombre E.** (1999) « Modélisation, identification et commande des robots », *Hermès Science Publication, 2^e Ed.*
- Khamis S., Yizhar Z.** (2007) « Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position », *Gait and Posture*, Vol. 25, n° 1, p. 127-134
- Kitaoka H.B., Luo Z.P., An K.N.** (1997) « Effect of posterior tibial tendon on the arch of the foot during simulated weightbearing: biomechanical analysis », *Foot and Ankle International*, Vol. 18, n° 1, p. 43-46

L

- Laassel E.M.** (1992) « Analyse et modélisation multidimensionnelles de la marche humaine », *Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes*
- Lacouture P., Junqua P.** (1991) « Plate-forme de forces et analyse du geste sportif », *Science et motricité*, Vol. 15, p. 41-51.
- Lagrange J.L.** (1771) « Réflexions sur la résolution algébrique »

- Lavigne A.** (1999) « Une podologie de traitement polysegmentaire dans la mobilité et la fonction locomotrice déambulatoire et sportive », in *Podologie. Entretiens de Bichat. Expansion scientifique française, Paris*, p. 36-42
- Lempereur M.** (2006) « Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile », *Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes*
- Lempidakis M., Poitout D.** (1992) « Analyse des contraintes dans le genou par la méthode des éléments finis », *Chirurgie*, Vol. 118, n° 6-7, p. 389-396
- Levine D., Whittle M.W.** (1996) « The effect of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position », *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, Vol. 24, n° 3, p. 130-135
- Lu T.-W., O'Connor J.J.** (1999) « Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint Constraints », *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, p. 129-134
- Luepongsak N., Amin S., Krebs D.E., McGibbon C.A., Felson D.** (2002) « The contribution of type of daily activity to loading across the hip and knee joints in the elderly », *Osteoarthritis Cartilage*, Vol. 10, n° 5, p. 353-359
- Luh, J., Walker, M., Paul R.** (1980) « On-line computational scheme for mechanical manipulators », In *Transactions of ASME Journal of Dynamic systems, Measurement and control*, Vol. 102, n° 2, p. 69-76

M

- Marey E., Demeny M.** (1886) « Mesure du travail mécanique effectué dans la locomotion de l'homme », *Compte rendu de l'académie des sciences*, n° 19, p. 905-909.
- Mena D., Mansour J.M., Simon S.R.** (1981) « Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications », *Journal of Biomechanics*, Vol. 14, n°12, p. 823-832
- Ménardais S.** (2003) « Fusion et adaptation temps réel de mouvements acquis pour l'animation d'humanoïdes synthétiques », *Thèse de doctorat, Université de Rennes 1, Rennes*
- Miller D.I., Munro C.F.** (1984) « Body segment contributions to height achieved during the flight a springboard dive », *Medicine and science in sports and exercise*, Vol. 16, n° 3, p. 234-242.
- Milne A.D., Chess D.G., Johnson J.A., King G.J.W.** (1996) « Accuracy of an electromagnetic tracking device: A study of the optimal operating range and metal interference », *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, p.791-793
- Morris J.R.W.** (1973) « Accelerometry: A technique for the measurement of joint rotation », *Journal of Biomechanics*, Vol. 6, p. 729-736
- Multon F.** (1998) « Contrôle du mouvement des humanoïdes de synthèse », *Thèse de doctorat, Université de Rennes I, Rennes*
- Murray M.P., Spurr G.B., Sepic S.B., Gardner G.M., Mollinger L.A.** (1985) « Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate », *Journal of applied physiology*, Vol. 59, n° 1, p. 87-91

N

- Nadeau S., Gravel D., Herbet L.J., Bertrand Arsenault A., Lepage Y.** (1997) « Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome », *Gait and Posture*, Vol. 5, p. 21-27
- Nester C.** (2000) « The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at knee and hip during normal walking », *Gait and Posture*, Vol. 12, n° 3, p. 251-256

- Nester C.J., van der Linden M.L., Bowker P.** (2002) « Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait », *Gait and Posture*, Vol. 17, n° 2, p. 180-187
- Neumann D.A.** (1989) « Biomechanical analysis of selected principles of hip joint protection », *Arthritis Care Res*, Vol. 2, n° 4, p. 146-55
- Newton I.** (1687) « Philosophiae Naturalis Principia Mathematica », *Londres*
- Nigg B.M., Bahlsten A.H., Denoth J., Luethi S.M., Stacoff A.** (1986) « Factors influencing kinetic and kinematic variables in running », *Biomechanics of Running Shoes*, Nigg BM, Ed. *Human Kinetics Publishers*
- Nurse M.A., Nigg B.M.** (2001) « The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity », *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, p. 719-727

O

- Oberg T., Karsznia A., Oberg K.** (1994) « Joint angle parameters in gait: reference data for normal subject, 10-79 years of age », *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 31, n° 3, p. 199-213
- Oberg T., Karsznia A., Oberg K.** (1993) « Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age », *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 30, p. 210-223

P

- Padgaonkar A.J., Krieger K.W., King A.I.** (1975) « Measurement of angular acceleration of a rigid body using linear accelerometers », *Journal of Applied Mechanics*, Vol. 42, p. 552-556
- Pandy M.G., Berme N.** (1988) « A numerical method for simulating the dynamics of human walking », *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, n° 12, p. 1043-1051
- Payne M.W., Petrella R.J.** (2000) « Visco-supplementation effect on proprioception in the osteoarthritic knee », *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 81, n° 5, p. 598-603
- Pélissier J.** (1997) « La marche chez l'hémiplégique: bilan et modalité thérapeutique », *Les troubles de la marche et leur exploration*, Ed. *Frison-roche*
- Pélissier J., Boisson D.** (1994) « Les paramètres de la marche humaine techniques actuelles d'exploration », *La marche humaine et sa pathologie*, Paris ed. *Masson*, p. 41-55
- Plas F., Viel E., Blanc Y.** (1989) « La marche humaine. Kinésiologie dynamique. Biomécanique et pathomécanique », 2^e Ed. Paris: *Masson*, 122 p.
- Pomero V.** (2002) « Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc : relation entre musculature, troubles posturaux et surcharges vertébrales », *Thèse de doctorat, ENSAM, Paris*
- Postiau T.** (2004) « Génération et parallélisation des équations du mouvement de systèmes multicorps par l'approche symbolique », *Thèse de doctorat, Université Catholique de Louvain, Belgique*
- Pudlo P.** (1999) « Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron », *Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, Valenciennes*

R

- Ramakrishnan H.K., Kadaba. M.P.** (1991) « On the estimation of joint kinematics during gait », *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, n° 10, p. 969-977
- Renaud M.** (1987) « Quasi-minimal computation of the dynamic model of a robot manipulator utilizing the newton-euler formalism and the notion of augmented body », *In IEEE International Conference on Robotics and Automation, North Carolina*, p. 1677-1682
- Rezzoug N.** (2000), « Modélisation dynamique du mouvement de préhension : Assistance à la manipulation en milieu encombré. », *Thèse de doctorat, Université de Paris XI Orsay, Paris*
- Richards J.G.** (1999) « The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems », *Human Movement Science*, Vol. 18, p. 589-602
- Riley P.O., Paolini G., Della Croce U., Paylo K.W., Kerrigan D.C.** (2006) « A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects », *Gait and Posture*, Vol. 26, n° 1, p. 17-24
- Rodgers M.M.** (1995) « Dynamic foot biomechanics », *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, Vol. 21, n° 6, p. 306-16
- Rothstein J.M., Miller P.J., Roettger R.F.** (1983) « Goniometric reliability in a clinical setting: Elbow and knee measurements », *Physical therapy*, Vol. 63, p. 1611-1615
- Roux E.** (2002) « Mesure du mouvement du membre supérieur et aide à l'interprétation clinique des données », *Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, Valenciennes*
- Roy B.** (1971) « contribution du membre supérieur aux forces exercées dans le saut en longueur sans élan chez les garçons de 7, 10, 13 et 16 ans », *Kinanthropologie*, Vol. 3, p. 3-15

S

- Sakauchi M., Narushima K., Sone H., Kamimaki Y., Yamazaki Y., Kato S.** (2001) « Kinematic approach to gait analysis in patients with rheumatoid arthritis involving the knee joint », *Arthritis and Rheumatism*, Vol. 45, n° 1, p. 35-41
- Sati M., De Guise J., Drouin G.** (1994) « In vivo non-invasive 3D knee kinematics measurement and animation system : accuracy evaluation », *Third International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement*
- Seguy N.** (2003) « Modélisation modulaire de systèmes articulés : Conception orientée-objet de plates-formes de simulation », *Thèse de doctorat, Université d'Evry-Val d'Essonne*
- Shan G., Bohn C.** (2003) « Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race », *Applied Ergonomics*, Vol. 34, p. 327-337
- Shannon C.E.** (1948) « A mathematical theory of communication », *The Bell System Technical Journal*, Vol. 27, p. 379-423
- Slobounov S.M., Simon R.F., Bush J.A., Kraemer W.J., Sebastianelli W., Slobounova E.** (1999) « An alternate method of range of motion assessment », *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 13, n° 4, p. 389-393
- Spoor C., Velpaus F.** (1980) « Rigid body motion calculated from special coordinates markers », *Journal of Biomechanics*, Vol. 13, p. 391-393
- Stergiou N., Bates B.T.** (1997) « The relationship between subtalar and knee joint function as a possible mechanism for running injuries », *Gait and Posture*, Vol. 6, p. 177-185
- Stout, J.L., Bruce, B., Gage, J.R., Schutte, L.** (1995) « Joint kinetic patterns in children with spastic hemiplegia cerebral palsy », *Gait and posture*, Vol. 4, p. 274

T

Taillard W., Blanc Y. (1988) « Anatomie et physiologie de la marche, de la position assise et debout », *Encyclopédie médico-chirurgicale, Paris-France, Appareil locomoteur, 14-010-A-10*, 12 p.

Tiberio D. (1987) « The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics; a theoretical model », *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Vol. 9, p. 160-165

V

Van Gheluwe B., Kirby K.A., Hagman F. (2005) « Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait », *Journal of the American Podiatric Medical Association*, Vol. 95, n° 6, p. 531-541

Vanel O. (1996) « Etude dynamique du contrôle postural », *Thèse de doctorat. Université Paris Sud-Orsay, Paris XI*.

Veldpaus F. E., Woltring H. J., Dortmundans L. J. (1988) « A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates », *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, n° 1, p. 45-54

Verriest J. P., Trasbot J., Rebiffé R. (1991) « MAN3D - a functional and geometric model of the human operator for computer aided ergonomic design », In W. Karwowski and J.W. Yates, *Advances in Industrial Ergonomics and Safety*, Taylor and Francis, London, p. 901-908

Viel E., Perelle A., Peyranne J., Esnault M. (1985) « Analyse tridimensionnelle de la marche et de l'appui du pied au sol », *Médecine et chirurgie du pied*, Vol. 2, n° 5, p. 151-160

Viel E. (2000) « La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, exploration, normes et dysfonctionnements », *Le point en rééducation et en APS*, Paris: Masson, 267 p.

W

Wagenaar R.C., Beek W.J. (1992) « Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis », *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, p. 1007-1115

Wang X. (1999) « A behavior-based inverse kinematics algorithm to predict arm prehension postures for computer-aided ergonomic evaluation », *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, n° 5, p. 453-460

Wang X., J.P. Verriest (1998) « A geometric algorithm to predict the arm posture for computer-aided ergonomic evaluation », *Journal of Visualization and Computer Animation*, Vol. 9, p. 33-47.

Watelain E. (1999) « Proposition d'une méthode d'analyse du mouvement : Application à la marche du sujet hémiplégique », *Thèse de doctorat Université de Lille 2, Lille*

Weidow J., Tranberg R., Saari T., Kärrholm J. (2006) « Hip and knee joint rotations differ between patients with medial and lateral knee osteoarthritis: gait analysis of 30 patients and 15 controls », *Journal of orthopaedic research*, Vol. 24, n° 9, p.1890-1899

Whittle M.W. (1996) « Gait analysis : an introduction », Oxford : Butterworth-Heinemann, 220 p.

Whittle M.W. (1996) « Clinical gait analysis: A review », *Human Movement Science*, Vol. 15, n° 3, p. 369-387

Williams M., Lissner H.R., Le Veau B.F. (1986) « Biomécanique du mouvement humain, une introduction », Mount Royal, Québec: Décarie Éditeur, 2^e Ed.

Winter D.A. (1990) « The biomechanics and motor control of human gait », *University of Waterloo Press, 1^{er} Ed.*

- Wolf S., Loose T., Schablowski M., Doderlein L., Rupp R., Gerner H. J., Bretthauer G., Mikut R.** (2006) « Automated feature assessment in instrumented gait analysis », *Gait and Posture*, Vol. 23, n° 3, p. 331-338
- Woltring H.J., Marsolais E.B.** (1980) « Optoelectric (Selspot) gait measurement in two- and three-dimensional space – a preliminary report », *Bulletin of prosthetics research*, Vol. 17, p. 46-52
- Woltring H.J., Huiskes R., de Lange A., Veldpaus F.E.** (1985) « Finite centroïd and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human kinematics », *Journal of Biomechanics*, Vol. 18, n° 5, p. 379-389
- Woltring H.J.** (1990) « Data processing and error analysis », *In Cappozzo & Berme*
- Woltring H.J.** (1994) « 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal », *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, n° 12, p. 1399-1414
- Wood G.D., Kennedy D.C.** (2003) « Simulating mechanical systems in Simulink with SimMechanics », *Technical report, The MathWorks*
- Woodburn J., Turner D.E., Helliwell P.S., Barker S.** (1999) « A preliminary study determining the feasibility of electromagnetic tracking for kinematics at the ankle joint complex », *Rheumatology*, Vol. 38, p. 1260-1268
- Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle W., D'Lima D.D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I.** (2002) « ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine », *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, n° 4, p. 543-548

Y

- Youdas J.W., Garrett T.R., Egan K.S., Therneau T.M.** (2000) « Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain », *Physical Therapy*, Vol. 80, n°3, p. 261-275

Z

- Zatsiorsky V.M., Seluyanov V.N.** (1983) « The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body », *Biomechanics*, Vol. 8, p. 1152-1159
- Zatsiorsky V.M., Seluyanov V.N.** (1985) « Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations », *Biomechanics*, Vol. 9, p. 233-239

ANNEXES

Annexe A: Définition des repères segments

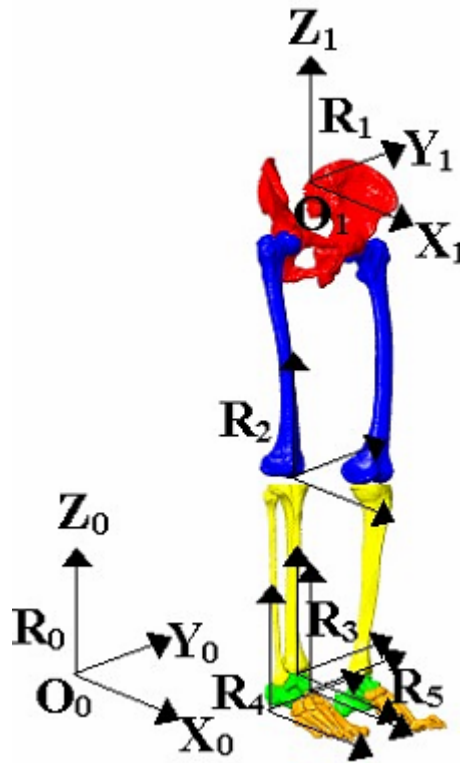


Figure V : Repères segments

Le repère orthonormé $R_1 = (O_1, \vec{X}_1, \vec{Y}_1, \vec{Z}_1)$ est lié au pelvis. L'origine O_1 se place au centre des épines iliaques antéro-supérieures. L'axe $\vec{Y}_1$ joint l'épine iliaque antéro-supérieure droite à l'épine iliaque antéro-supérieure gauche. L'axe $\vec{Z}_1$ est calculé comme le produit vectoriel de l'axe reliant le milieu des épines iliaques postéro-supérieures à l'origine O_1 et de l'axe $\vec{Y}_1$. L'axe $\vec{X}_1$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{Y}_1$ et $\vec{Z}_1$.

Le repère orthonormé $R_2 = (O_2, \vec{X}_2, \vec{Y}_2, \vec{Z}_2)$ est lié au fémur (Figure W). L'origine O_2 se place au centre des condyles (O_2 est pris comme centre articulaire du genou). L'axe $\vec{Z}_2$ joint l'origine O_2 au centre de la hanche. Le centre de la hanche est calculé à partir des coefficients de régression de Bell et al. (1990). Un vecteur intermédiaire $\vec{V}_1$ joint le condyle externe au condyle interne. Un vecteur intermédiaire $\vec{V}_2$ joint O_2 au grand trochanter. Un vecteur intermédiaire $\vec{V}_3$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{V}_1$ et $\vec{V}_2$, il correspond à un axe perpendiculaire au plan formé par le grand trochanter et les condyles. L'axe $\vec{Y}_2$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{Z}_2$ et $\vec{V}_3$. L'axe $\vec{X}_2$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{Y}_2$ et $\vec{Z}_2$.

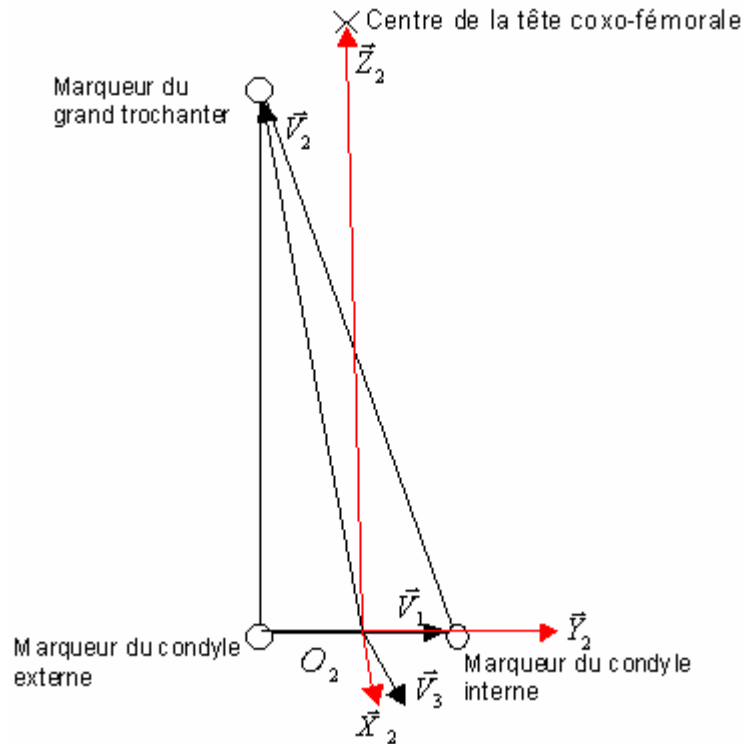


Figure W : Axes et repère liés au fémur

Le repère orthonormé $R_3 = (O_3, \vec{X}_3, \vec{Y}_3, \vec{Z}_3)$ est lié au tibia. L'origine O_3 se place au centre des malléoles (O_3 est pris comme centre articulaire de la cheville). L'axe $\vec{Z}_3$ joint l'origine O_3 à l'origine O_2 . Un vecteur intermédiaire $\vec{V}_4$ joint la malléole externe à la malléole interne. Un vecteur intermédiaire $\vec{V}_5$ joint O_3 à la tubérosité tibiale antérieure (TTA). Un vecteur intermédiaire $\vec{V}_6$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{V}_4$ et $\vec{V}_5$, il correspond à un axe perpendiculaire au plan formé par la TTA et les malléoles. L'axe $\vec{Y}_3$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{Z}_3$ et $\vec{V}_6$. L'axe $\vec{X}_3$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{Y}_3$ et $\vec{Z}_3$.

Le repère orthonormé $R_4 = (O_4, \vec{X}_4, \vec{Y}_4, \vec{Z}_4)$ est lié au système astragalo-calcanéen (arrière-pied). L'origine O_4 se place sur la face postérieure du calcaneum. L'axe $\vec{Z}_4$ joint O_4 à O_3 . Un vecteur intermédiaire $\vec{V}_7$ joint O_4 au col de l'astragale. L'axe $\vec{Y}_4$ est calculé comme le produit vectoriel de $\vec{Z}_4$ et $\vec{V}_7$. L'axe $\vec{X}_4$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{Y}_4$ et $\vec{Z}_4$.

Le repère orthonormé $R_5 = (O_5, \vec{X}_5, \vec{Y}_5, \vec{Z}_5)$ est lié au système composé du métatarse (ensemble des 5 métatarsiens) et du tarse antérieur (cuboïde, cunéiformes et scaphoïde). Ce système forme le médio-avant-pied. L'origine O_5 se place sur le col de l'astragale. L'axe $\vec{X}_5$ joint O_5 au milieu de la première et de la cinquième tête des métatarsiens. Un vecteur intermédiaire $\vec{V}_8$ joint la cinquième à la première tête métatarsienne. L'axe $\vec{Z}_5$ est calculé

comme le produit vectoriel de $\vec{X}_5$ et $\vec{V}_8$. L'axe $\vec{Y}_5$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{Z}_5$ et $\vec{X}_5$.

Un repère orthonormé supplémentaire $R_p = (O_p, \vec{X}_p, \vec{Y}_p, \vec{Z}_p)$ est lié au pied. L'origine O_p se place sur la face postérieure du calcanéum. L'axe $\vec{X}_p$ joint O_p au milieu de la première et de la cinquième tête des métatarsiens. Un vecteur intermédiaire $\vec{V}_p$ joint la cinquième à la première tête métatarsienne. L'axe $\vec{Z}_p$ est calculé comme le produit vectoriel de $\vec{X}_p$ et $\vec{V}_p$. L'axe $\vec{Y}_p$ est calculé à partir du produit vectoriel de $\vec{Z}_p$ et $\vec{X}_p$.

Annexe B: Représentation clinique des déplacements des segments du membre inférieur

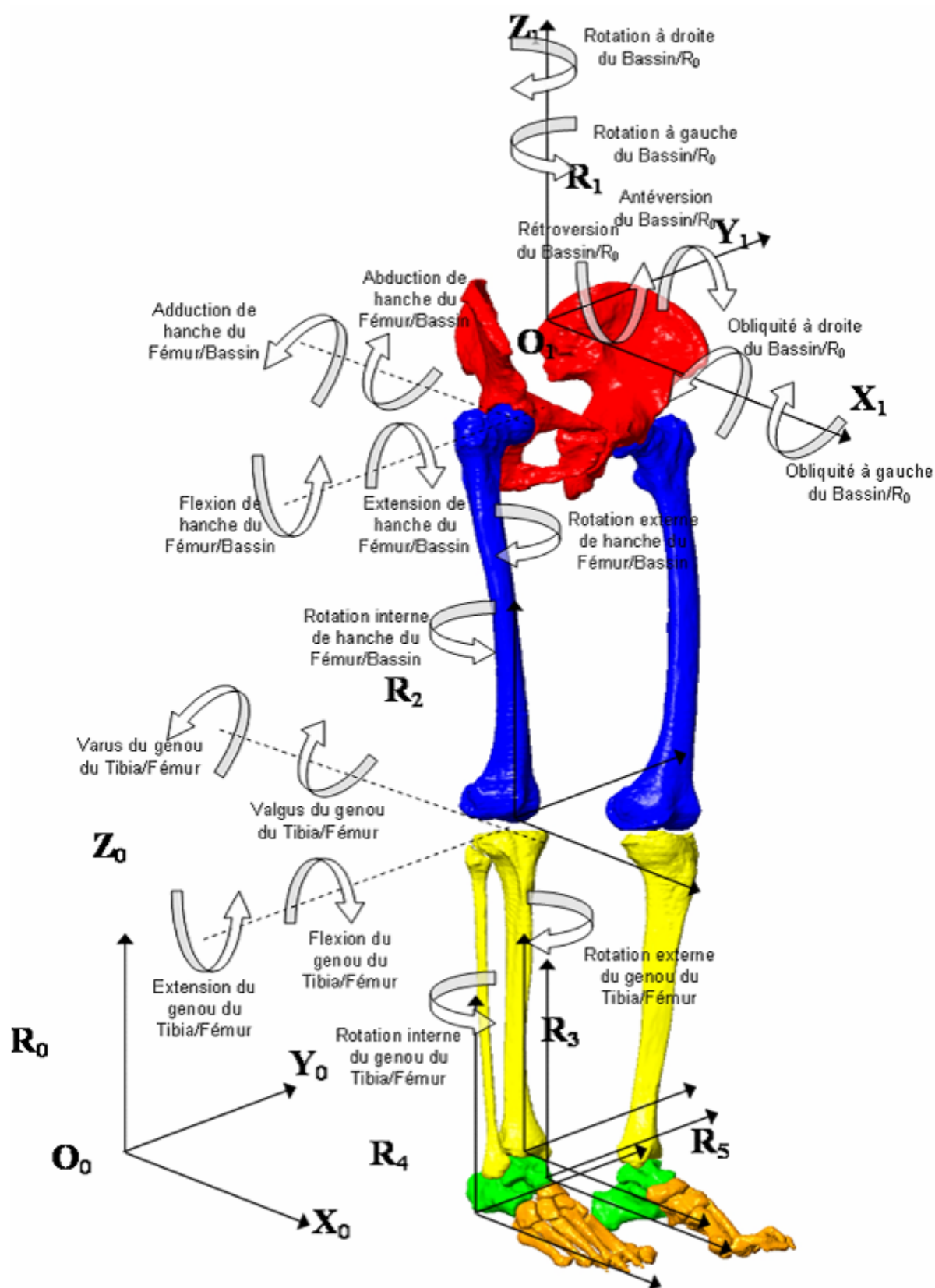


Figure X : Convention des mouvements intersegmentaires du membre inférieur

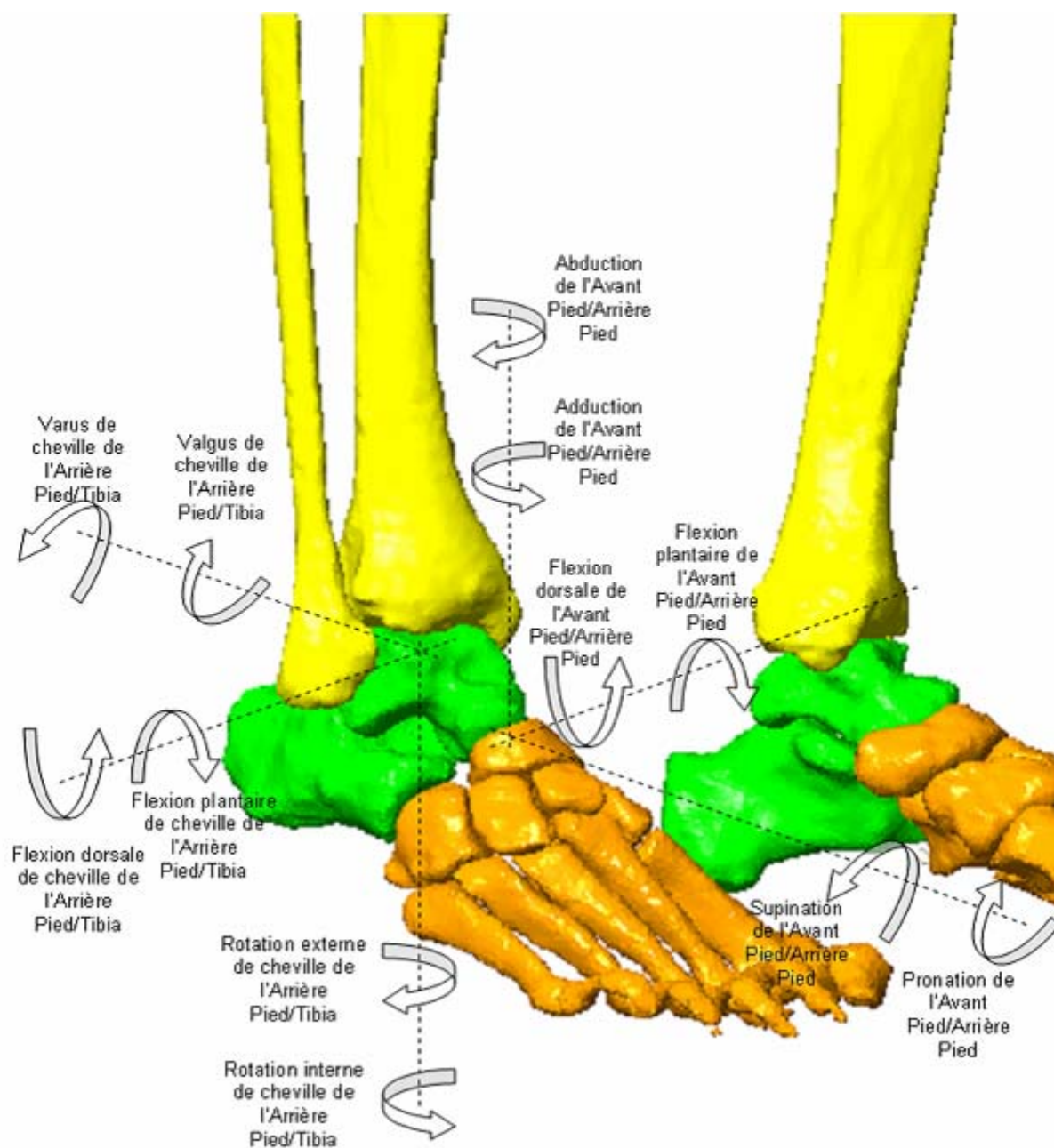
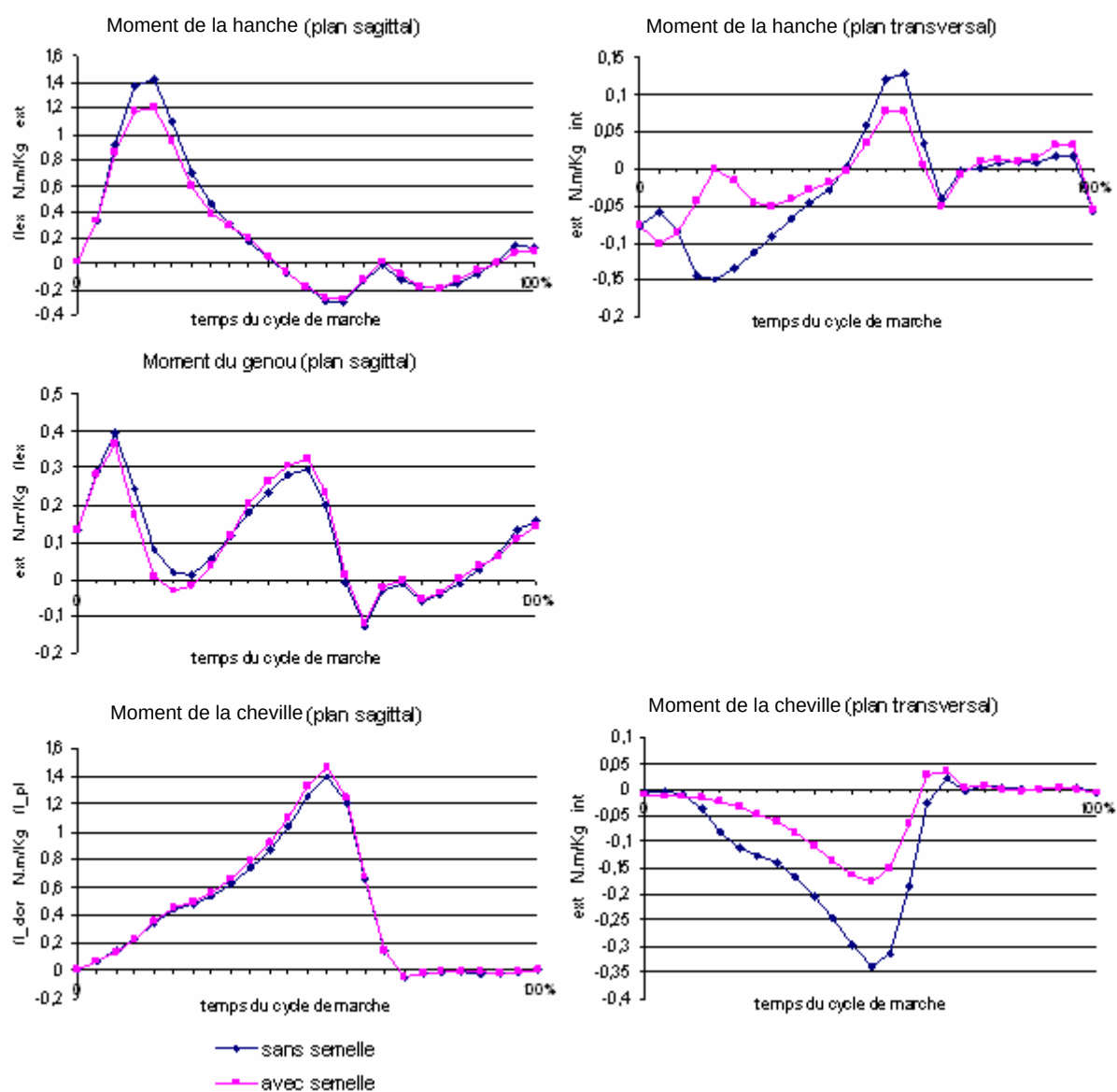
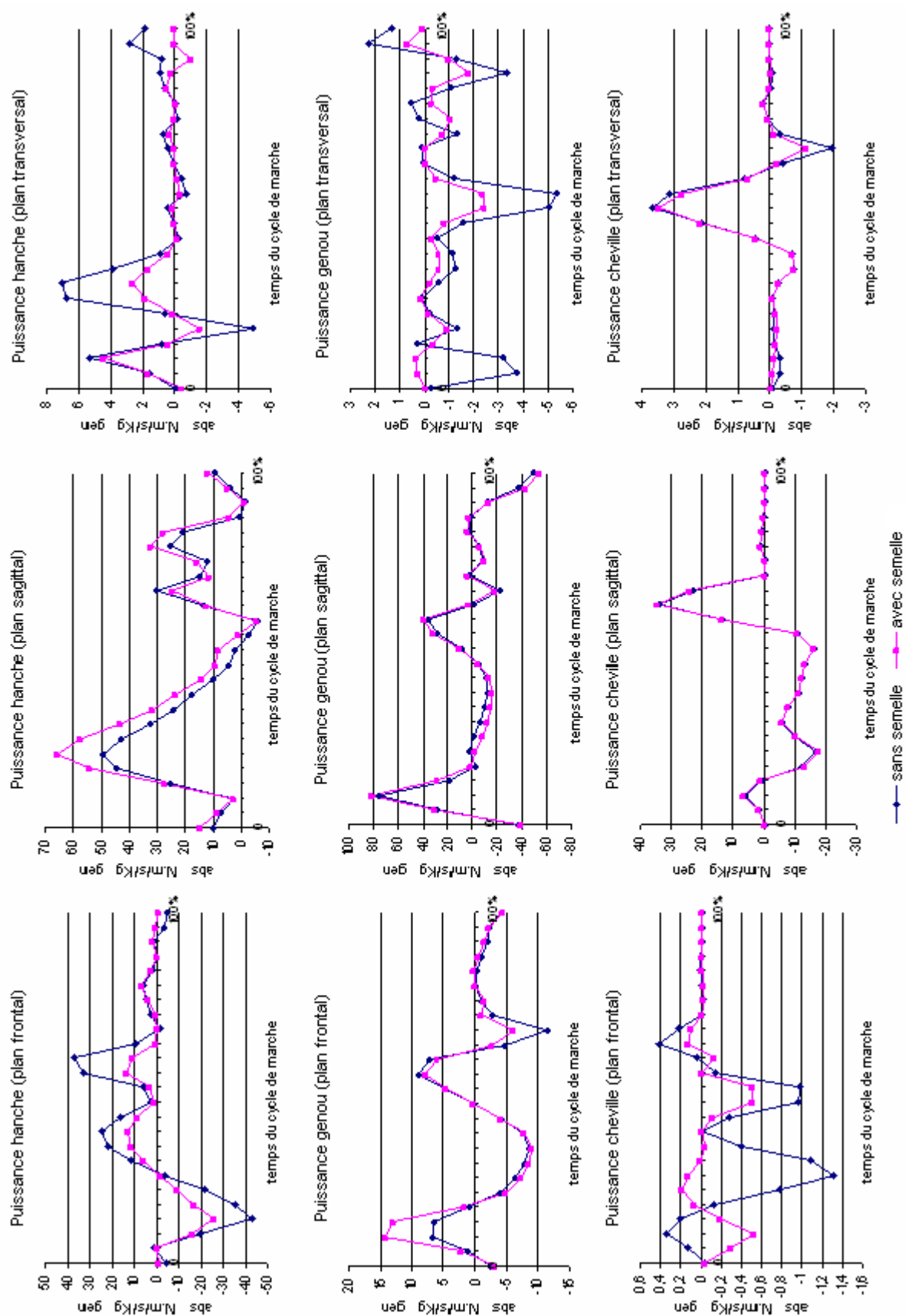


Figure Y : Convention des mouvements intersegmentaires du pied

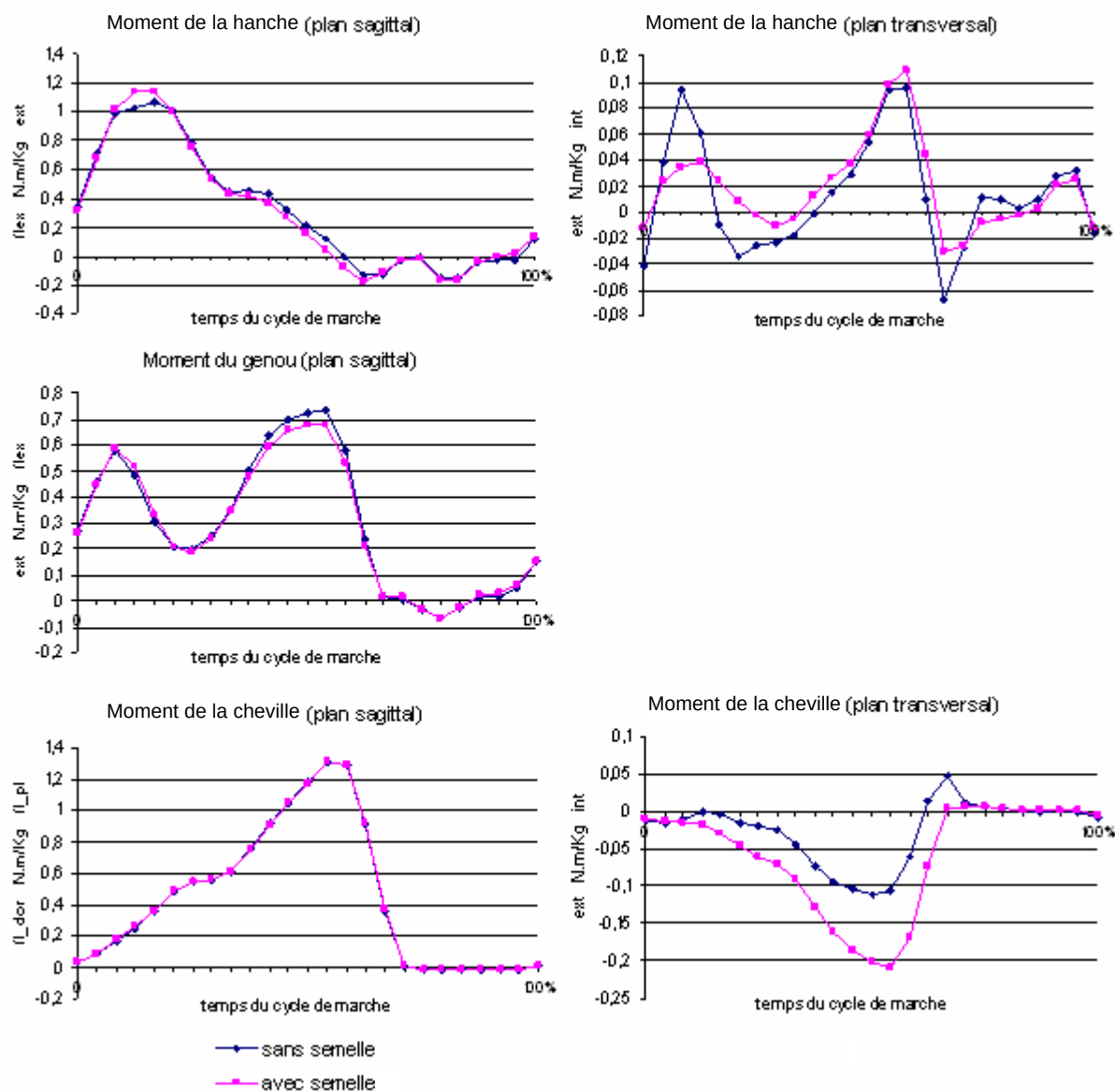
Annexe C: Résultats pour tous les sujets

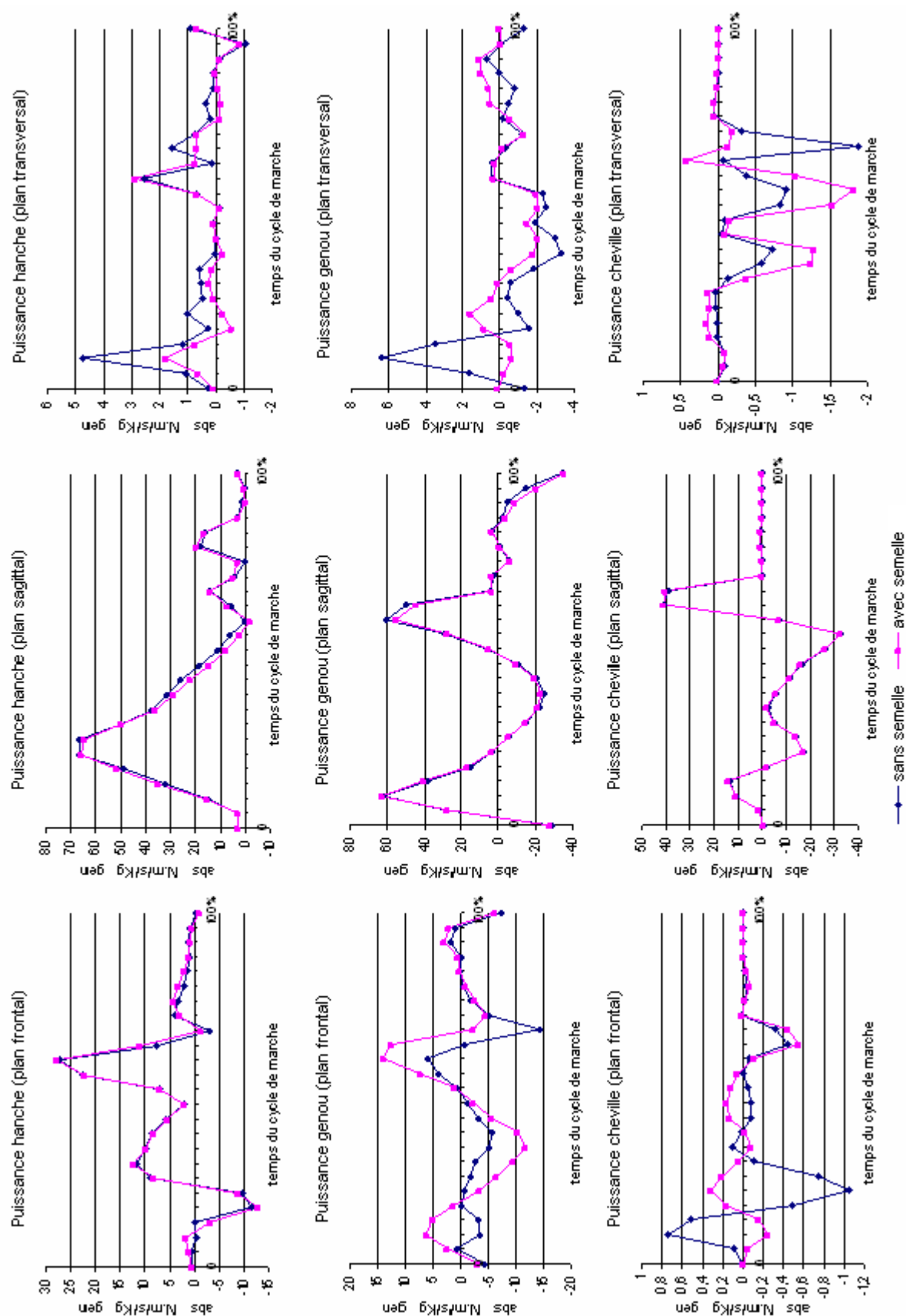
Sujet 1



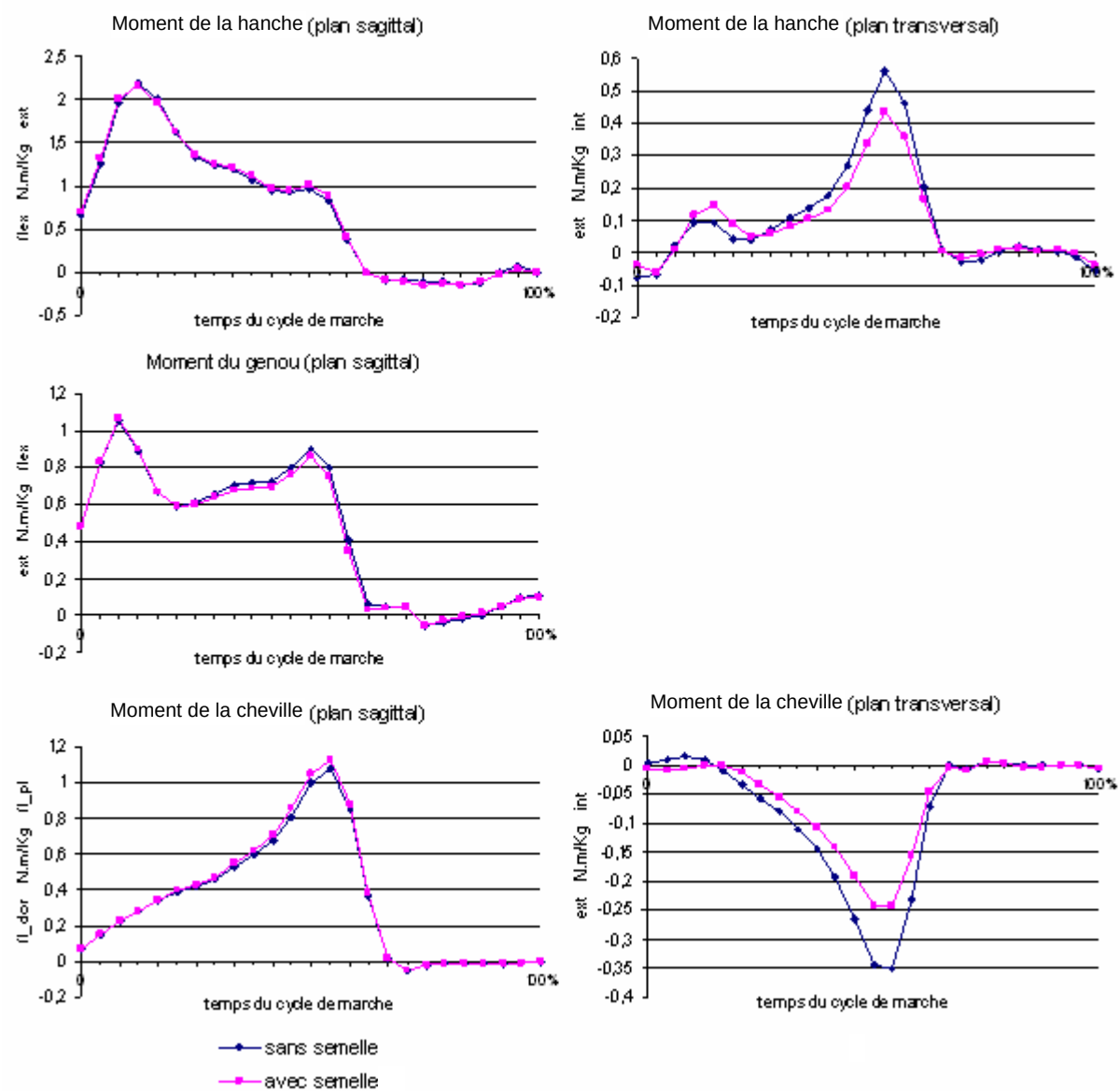


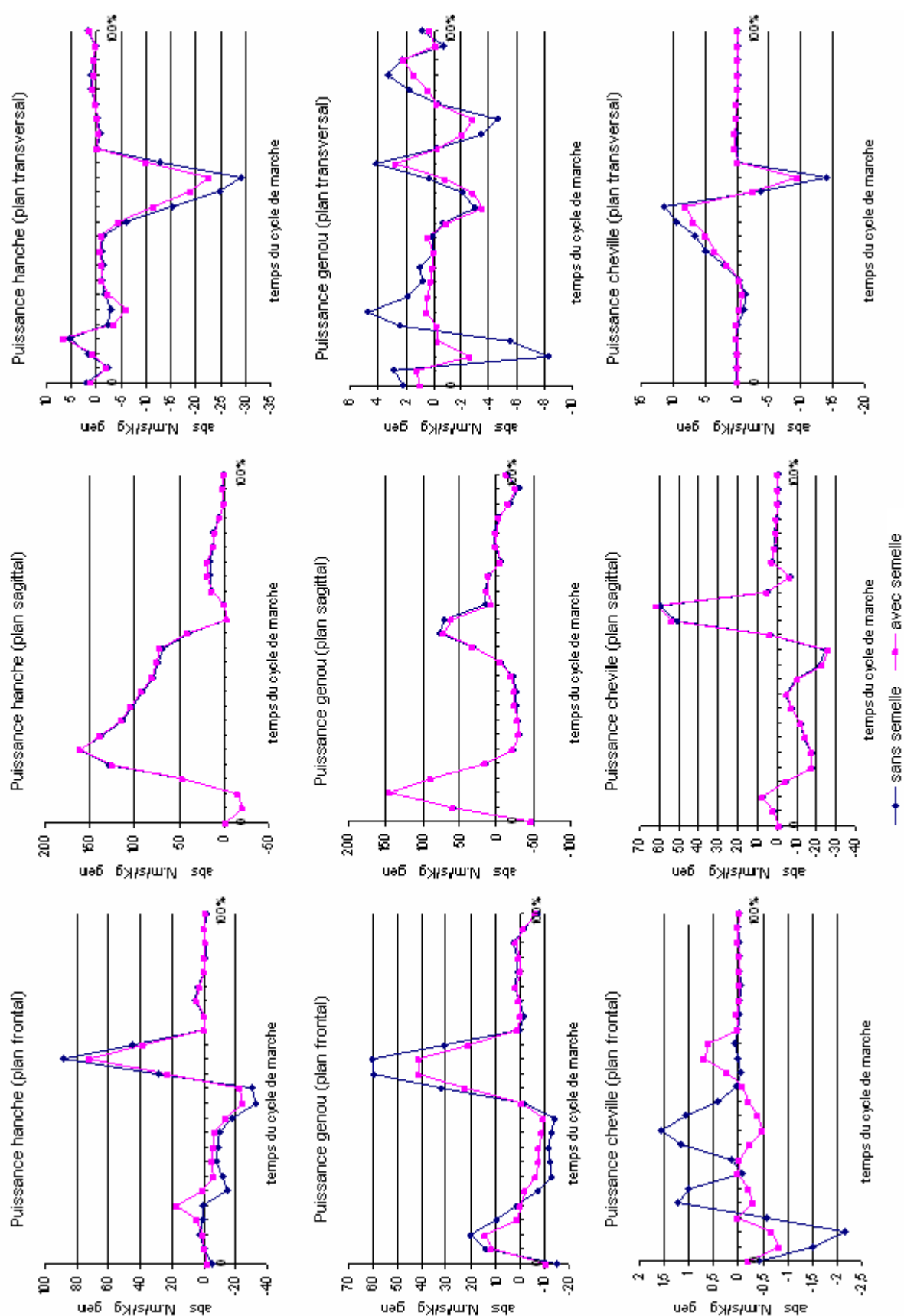
Sujet 2



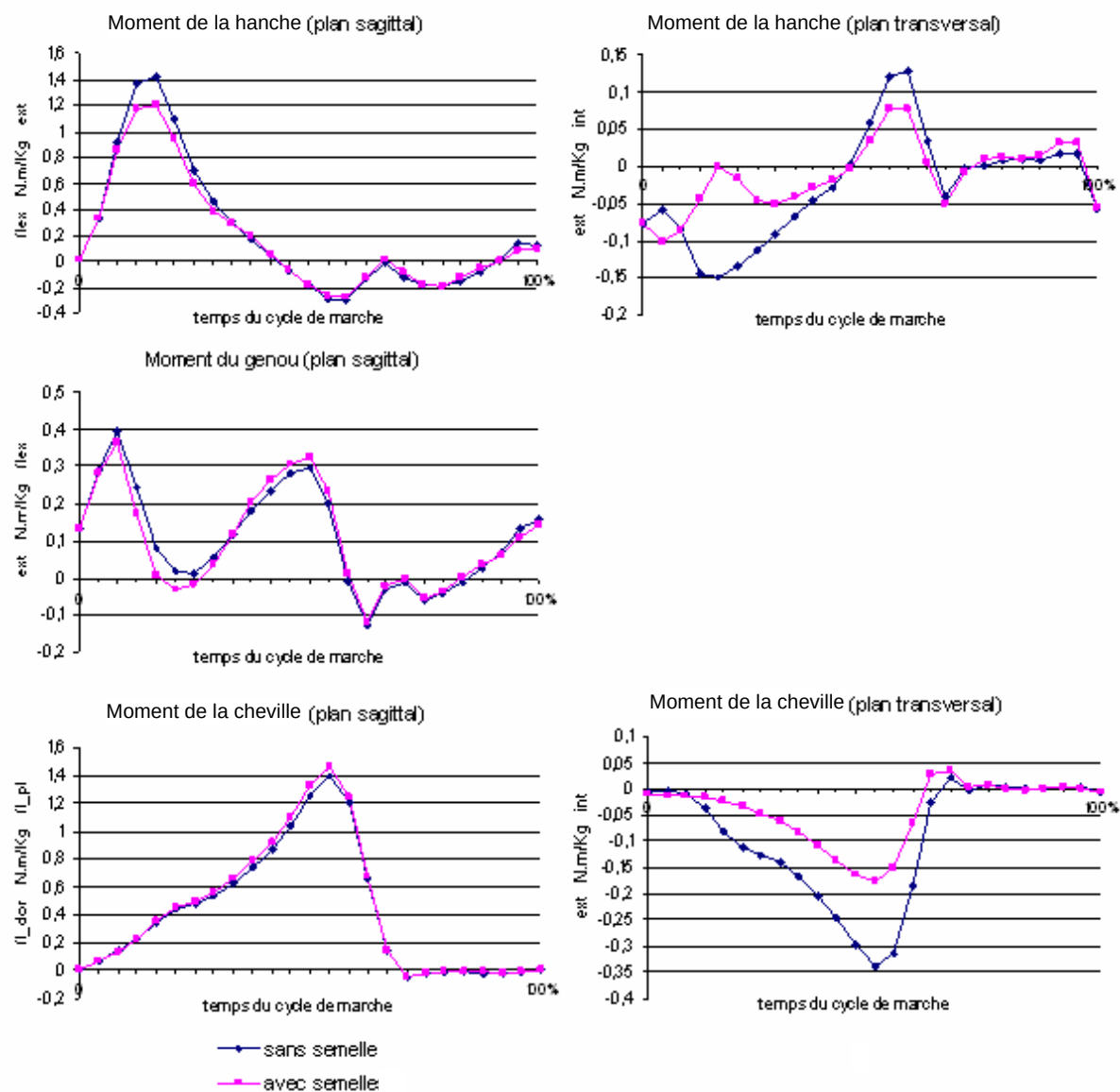


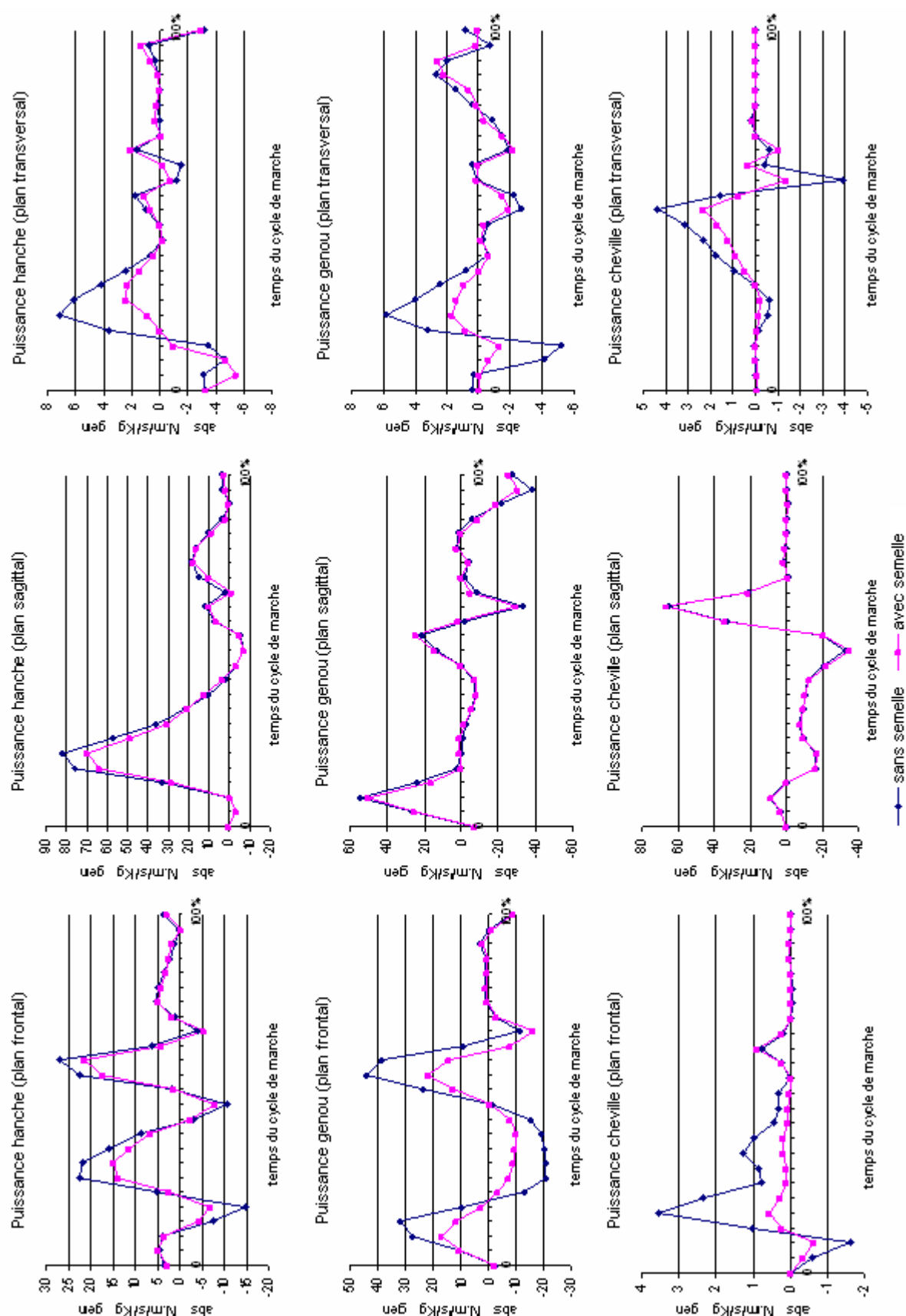
Sujet 3



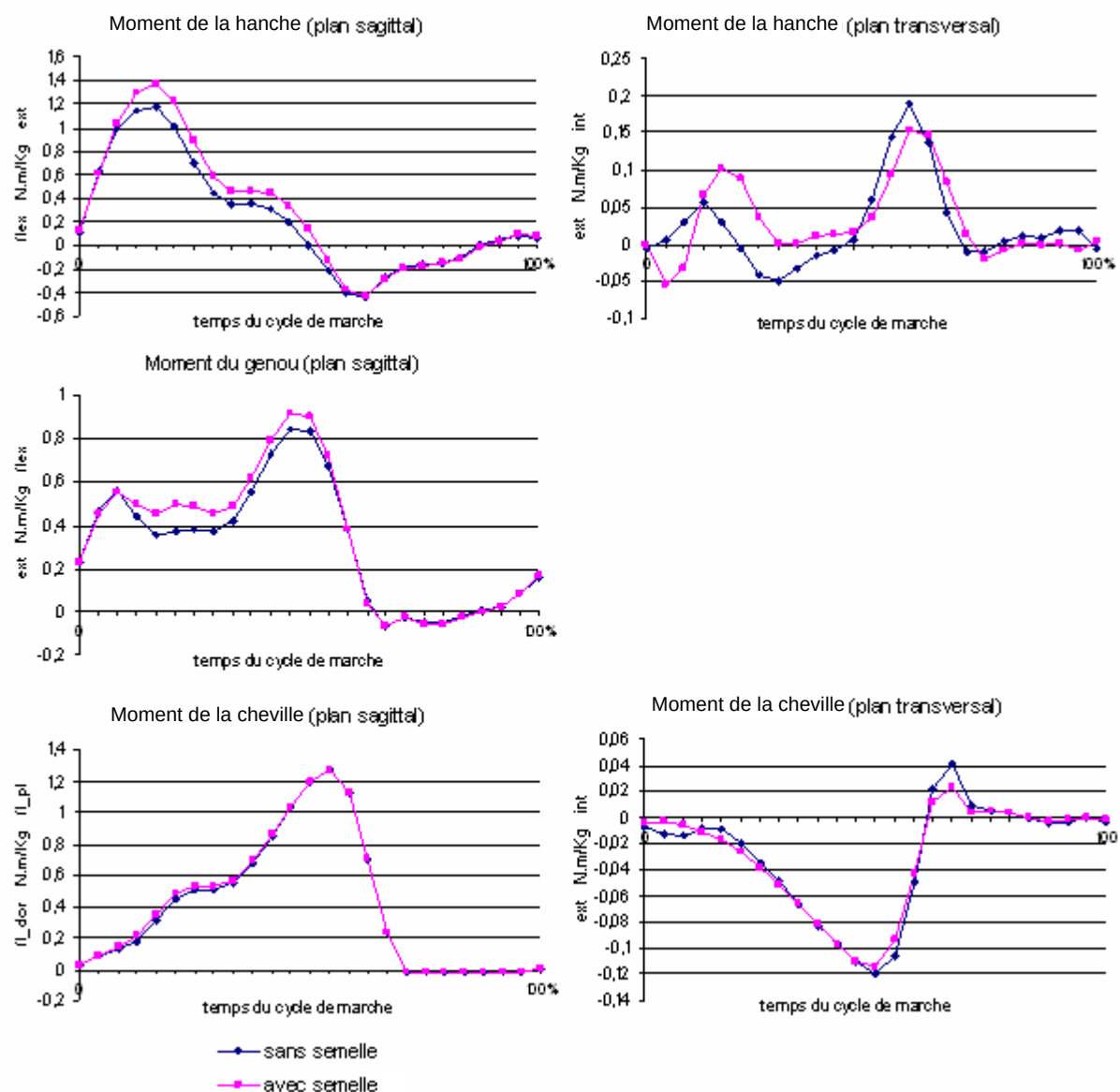


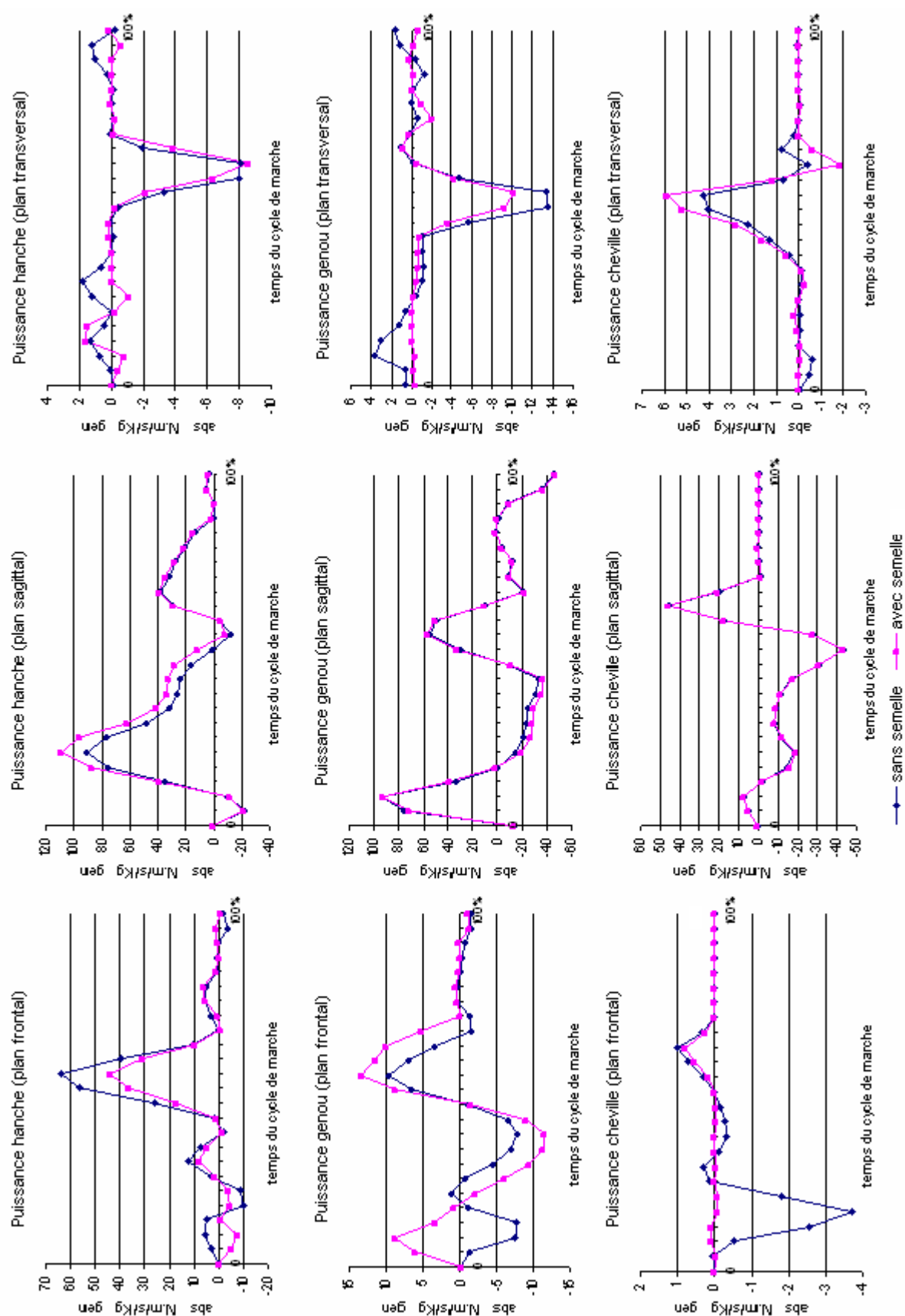
Sujet 4



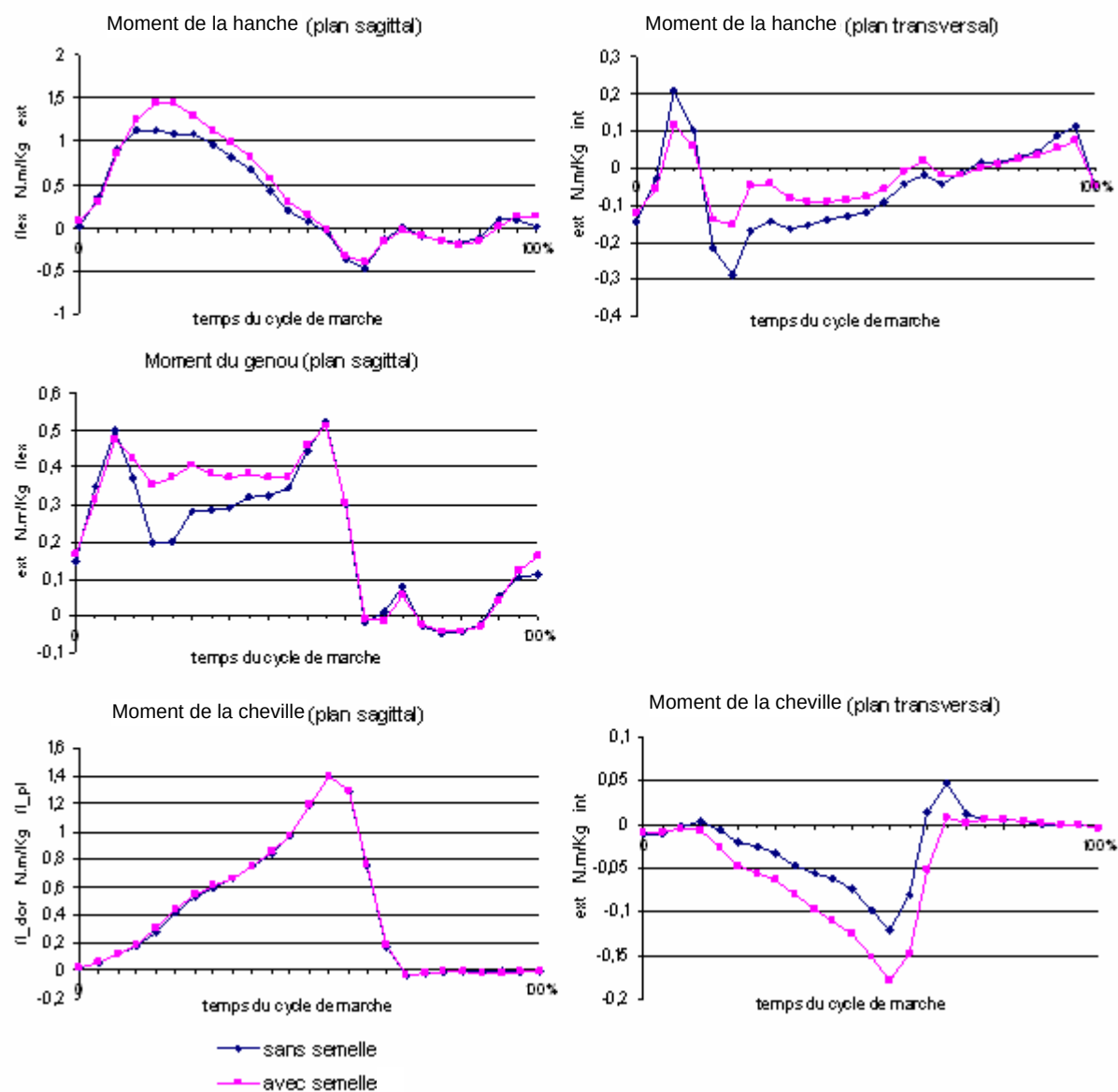


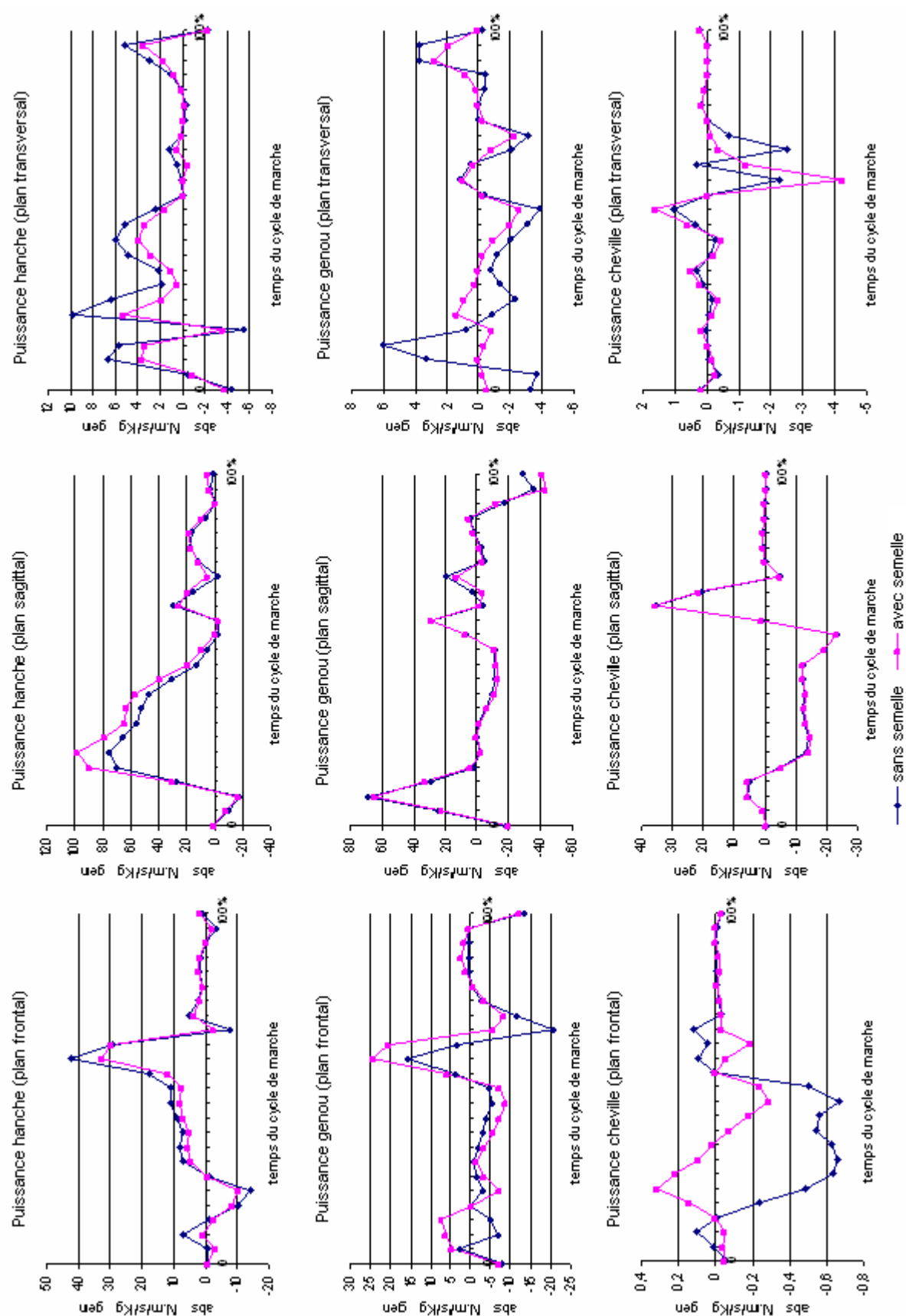
Sujet 5



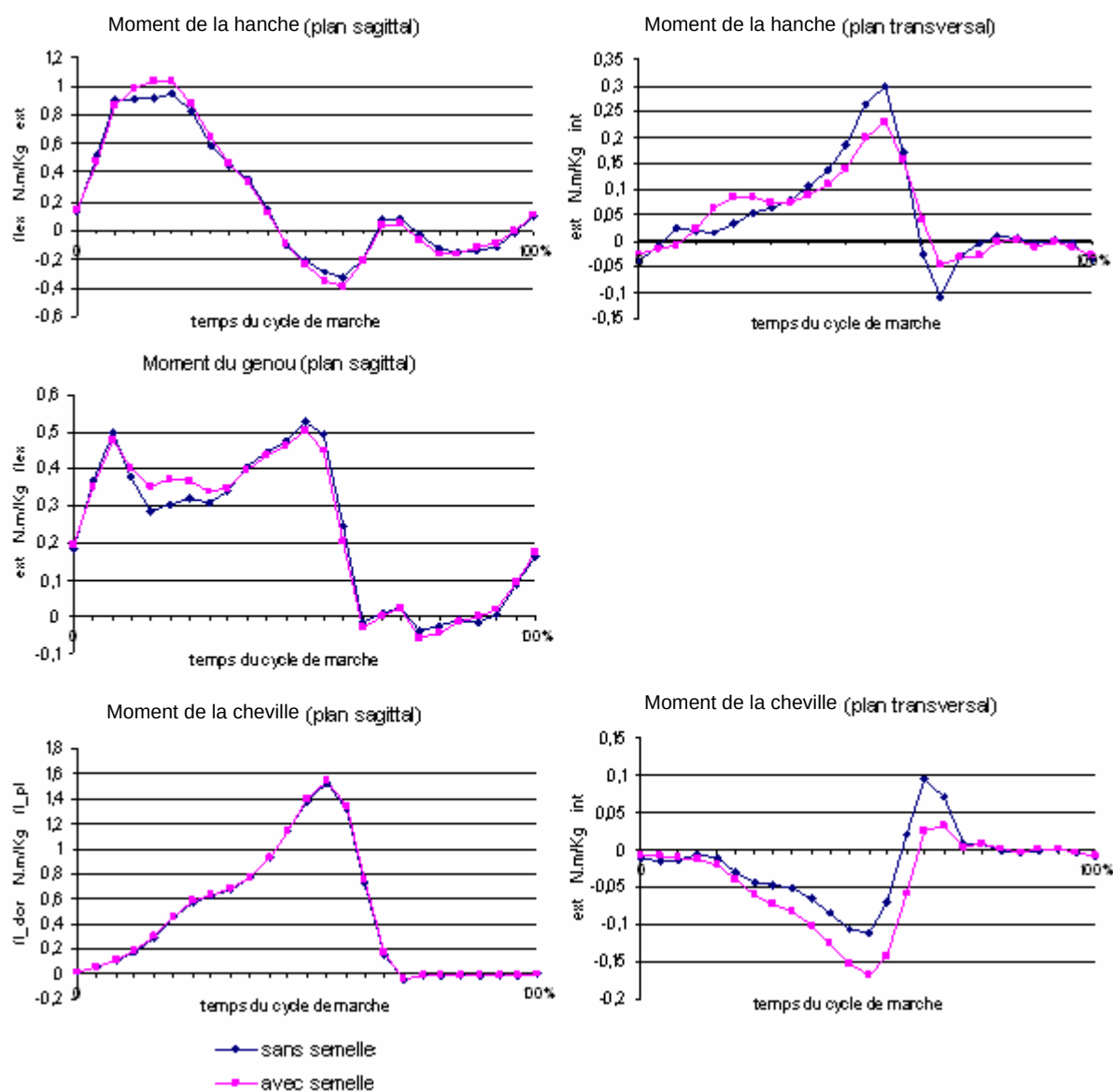


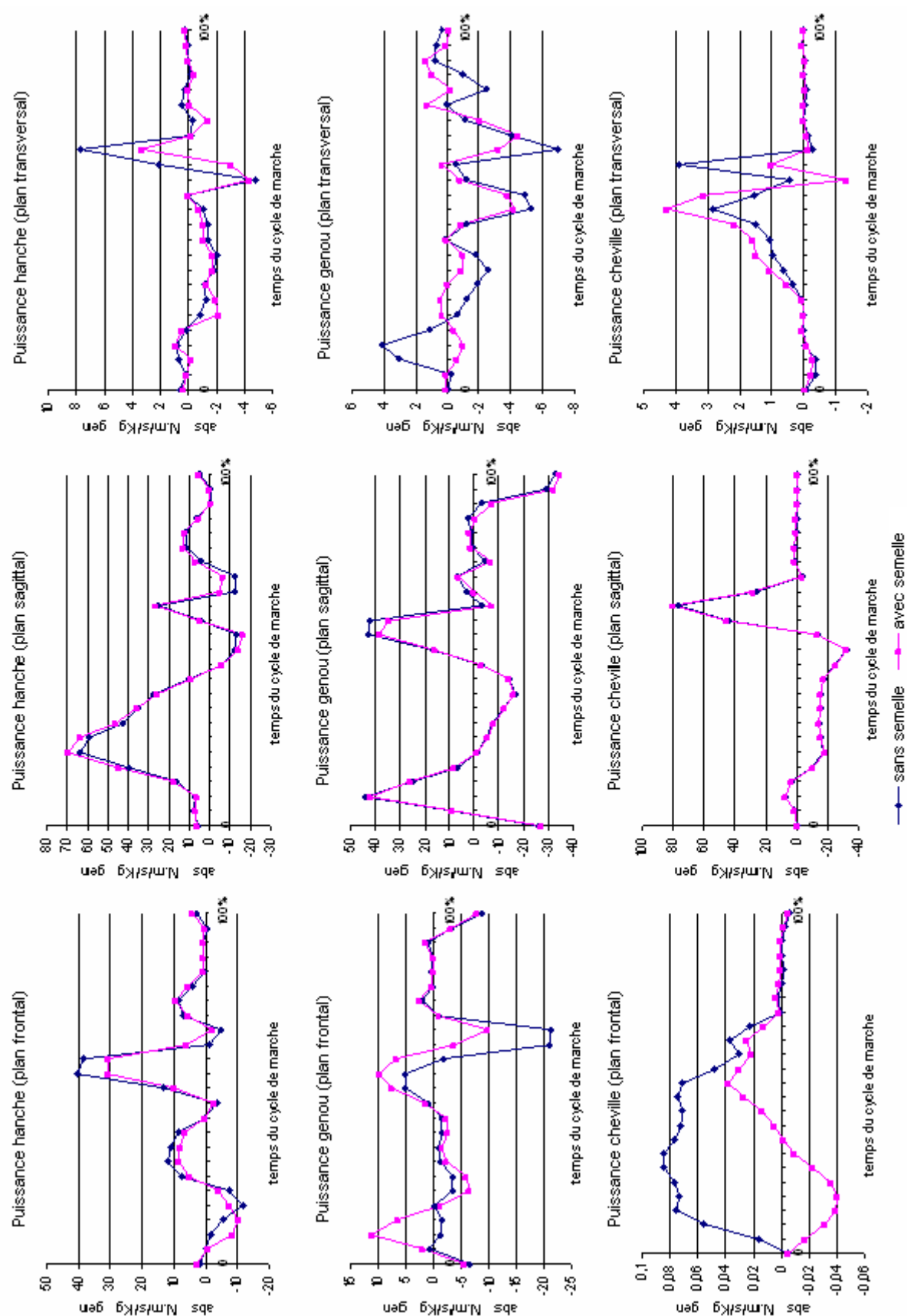
Sujet 6



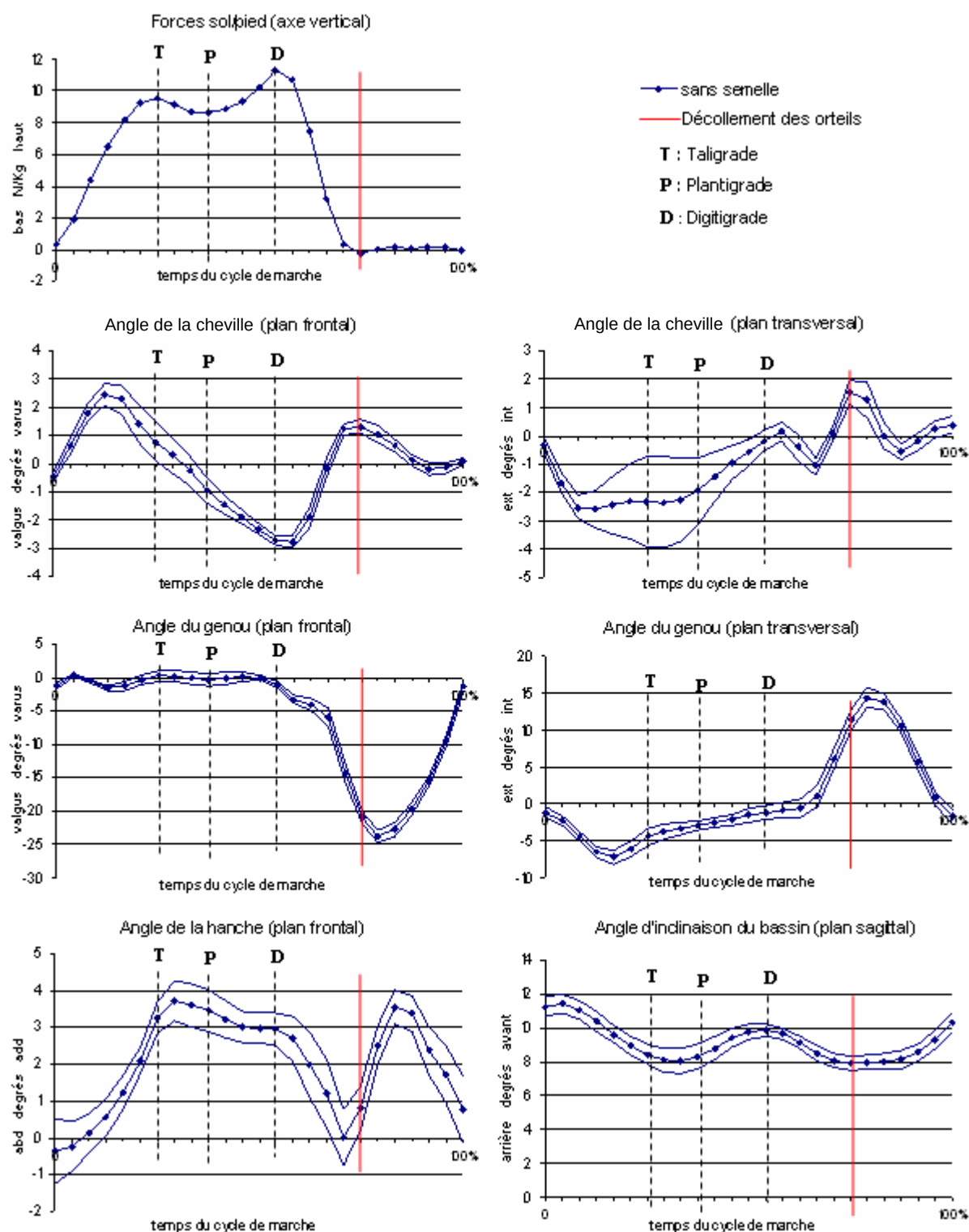


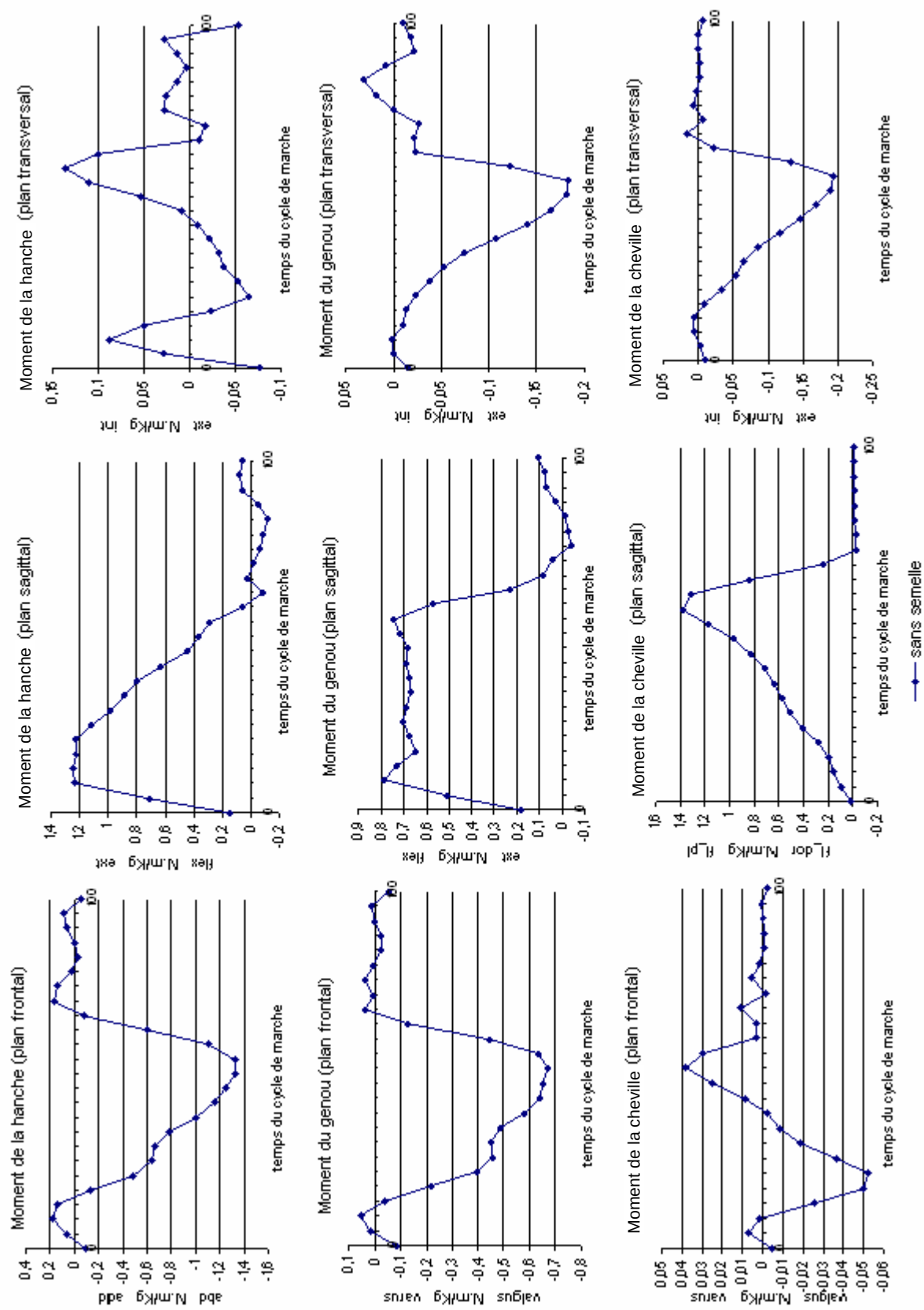
Sujet 7

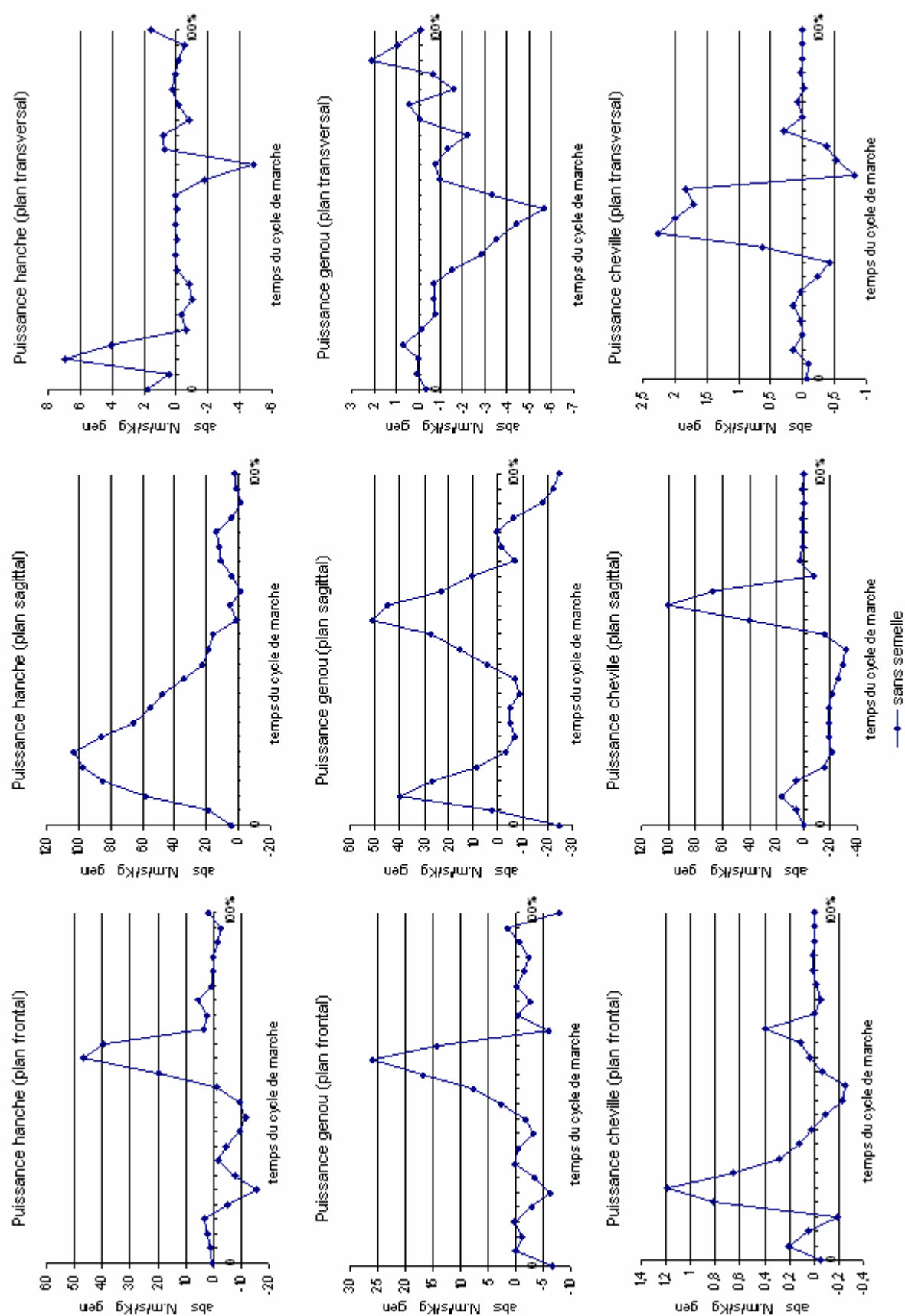




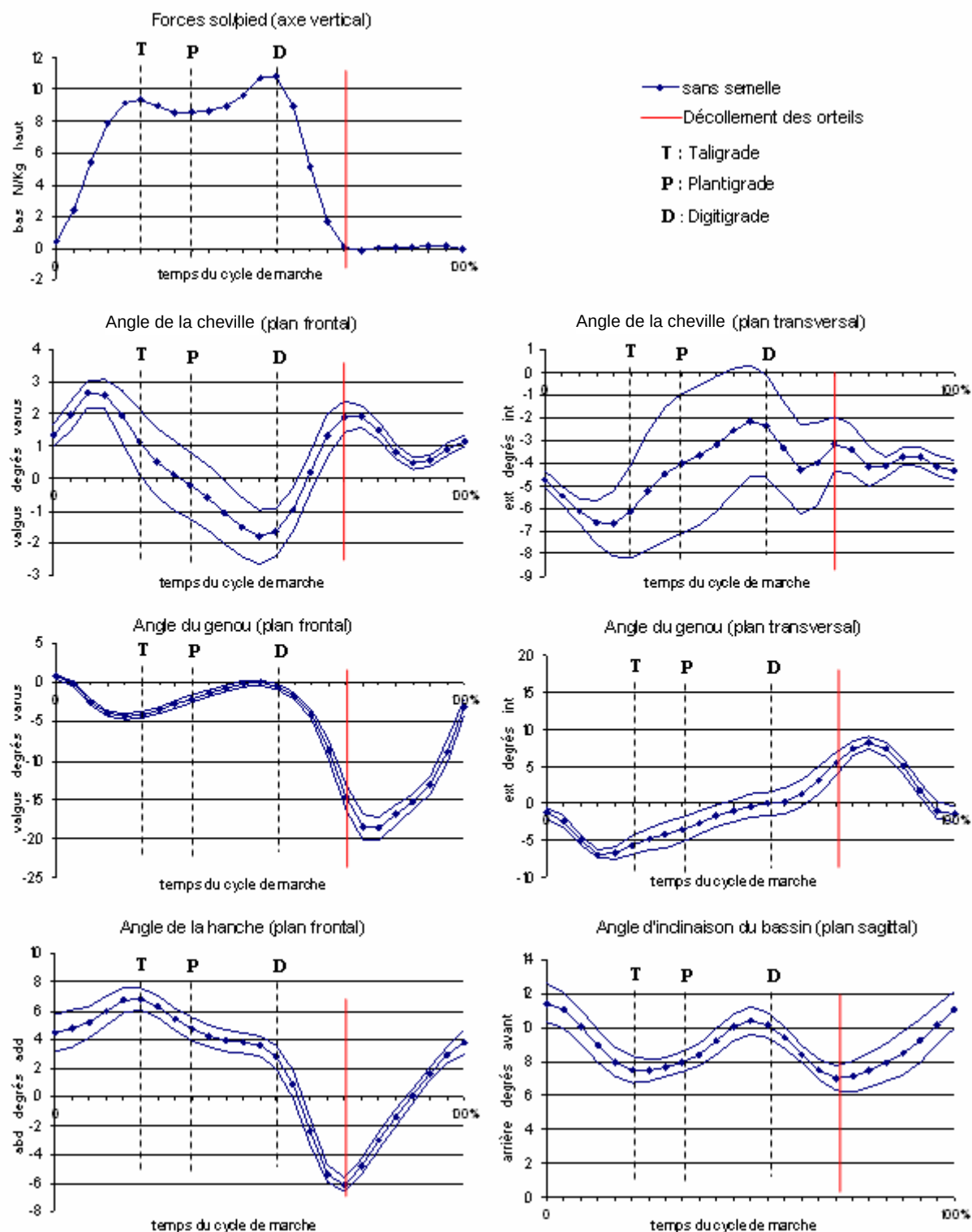
Sujet 8

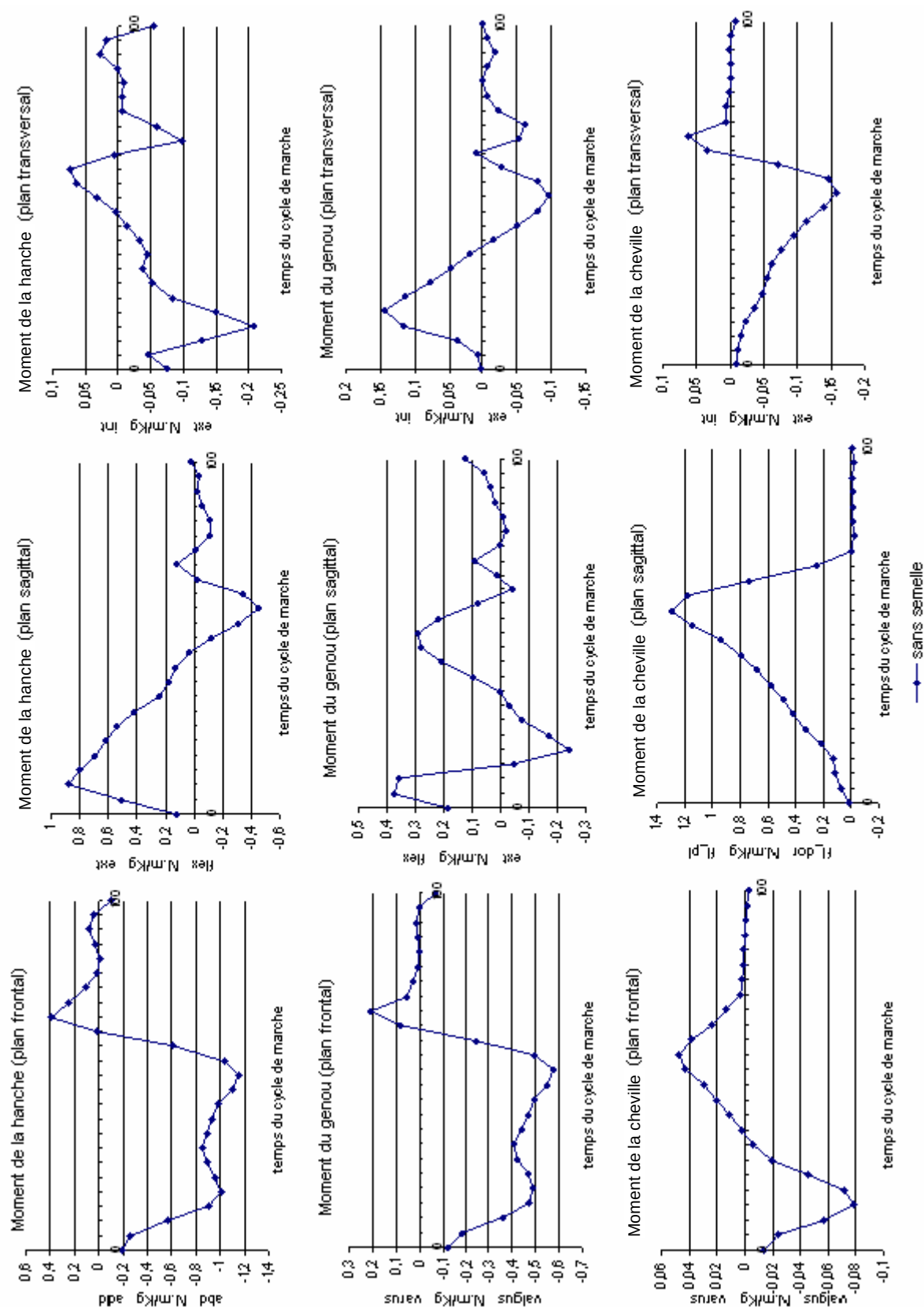


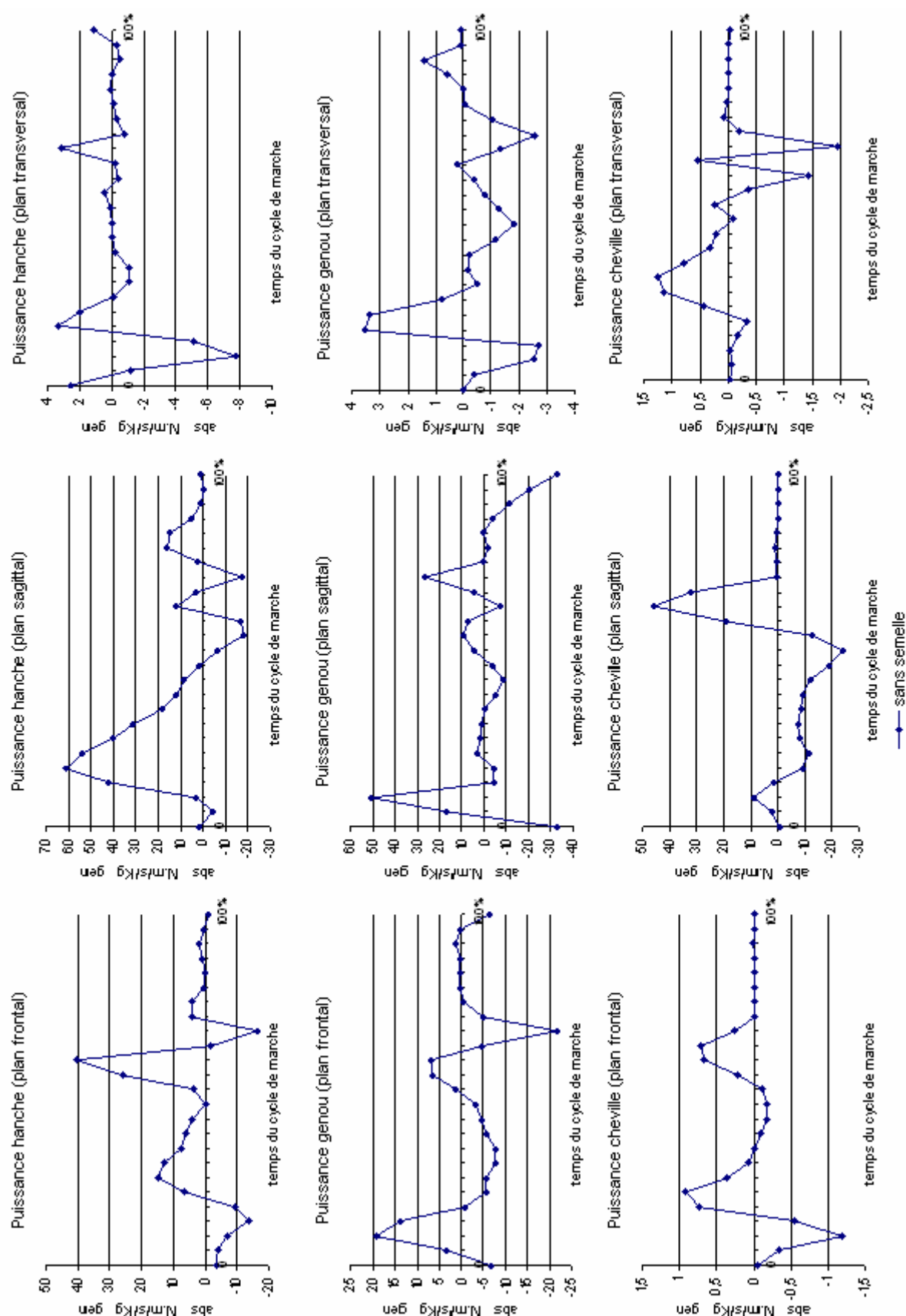




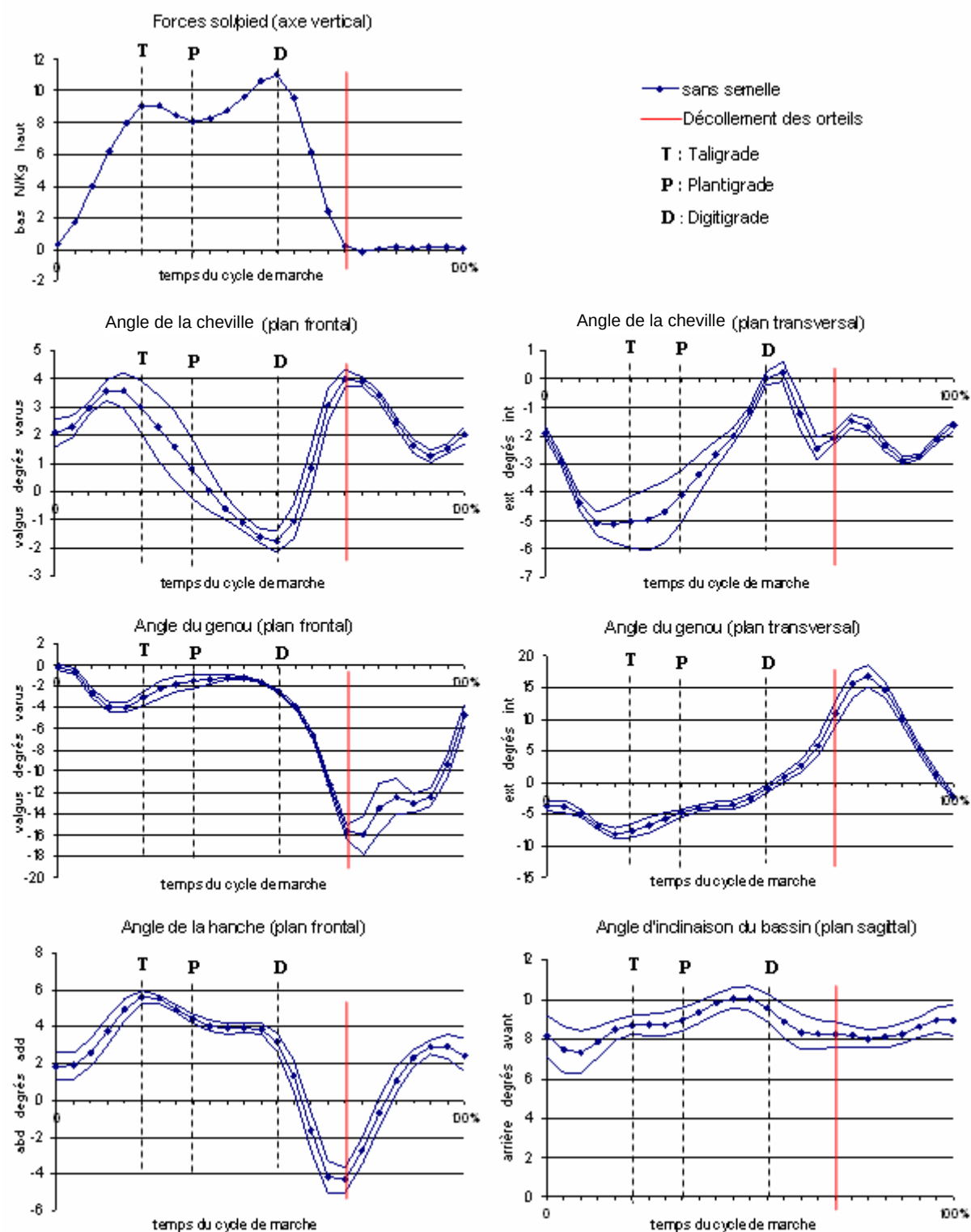
Sujet 9

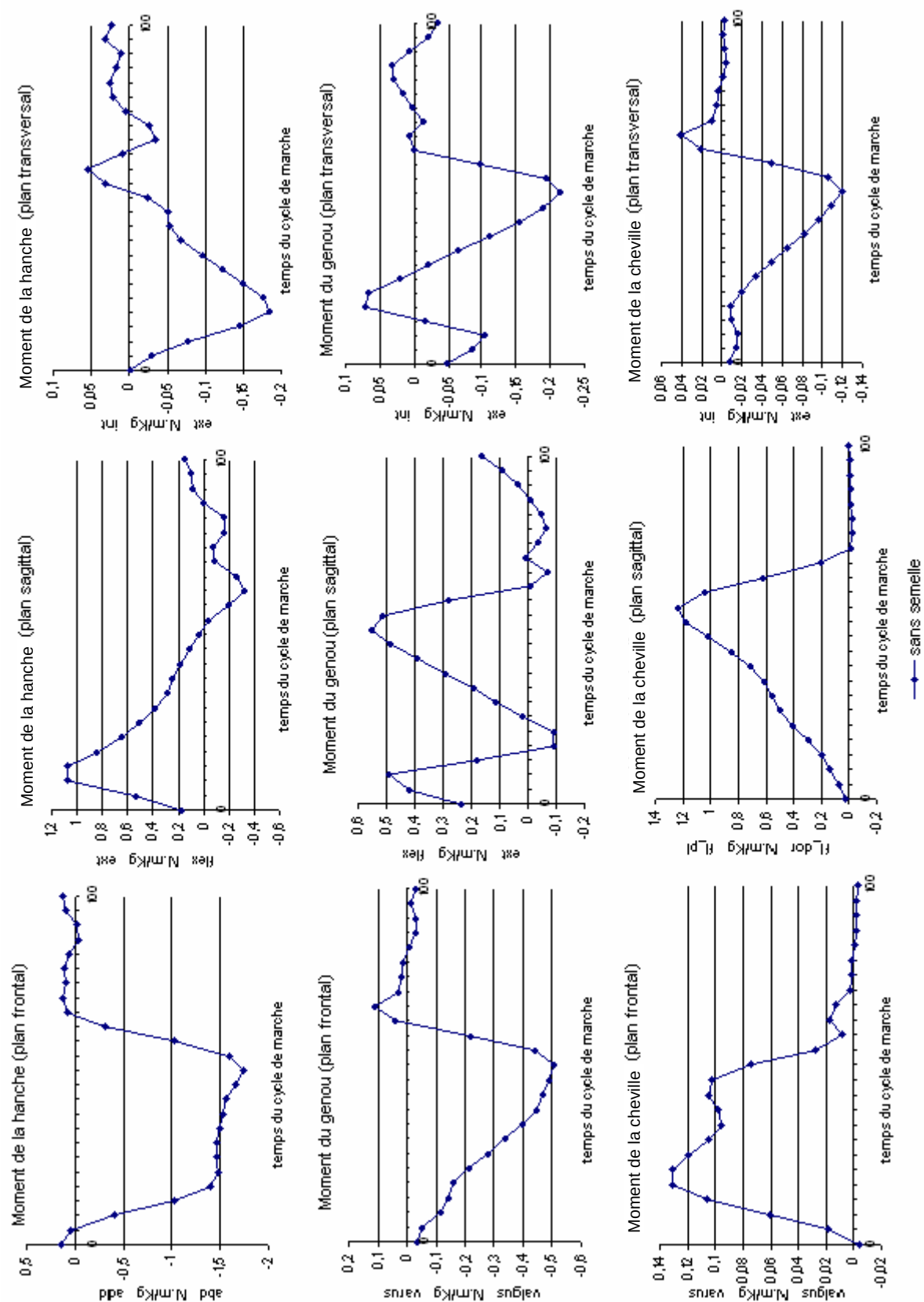


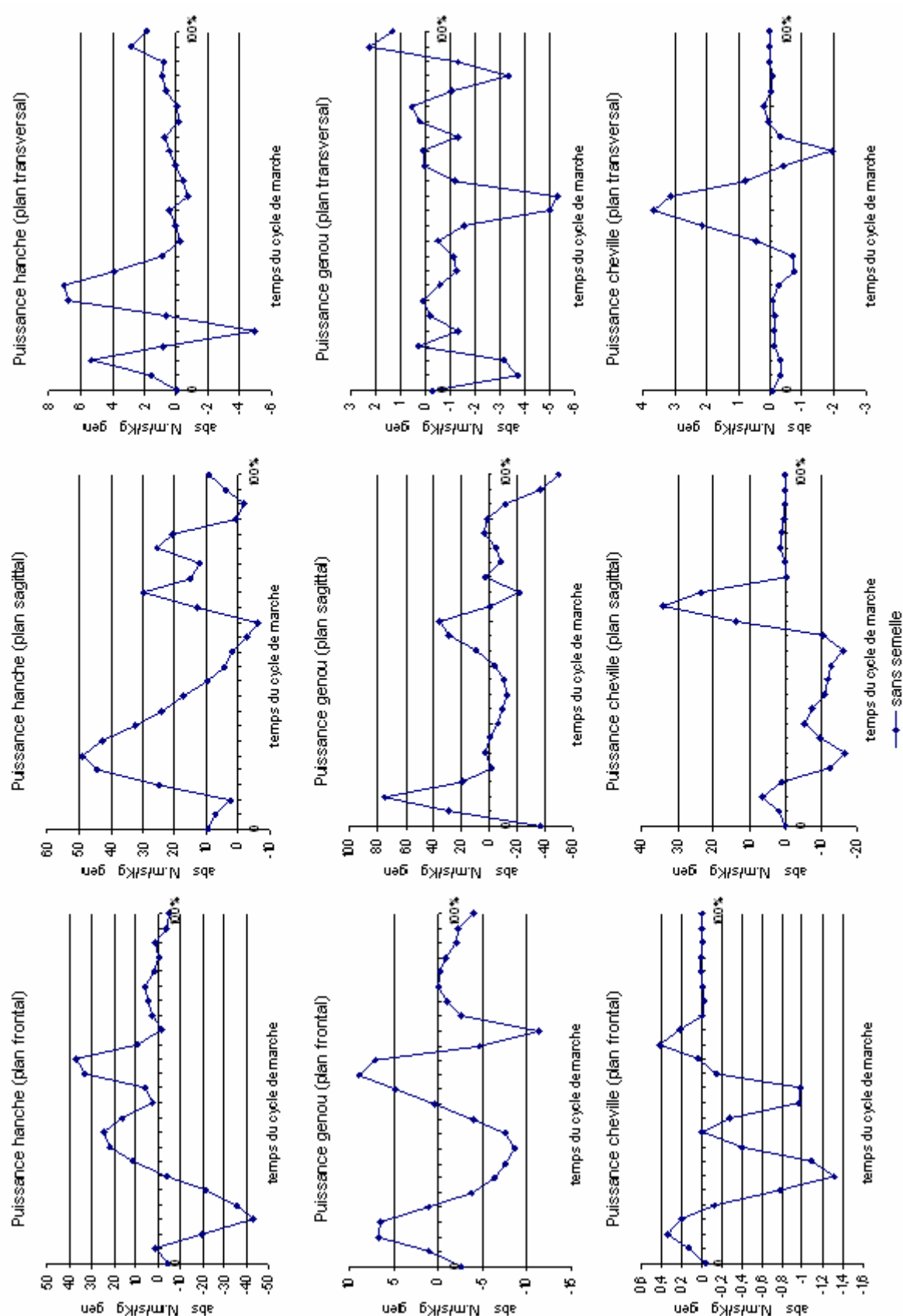




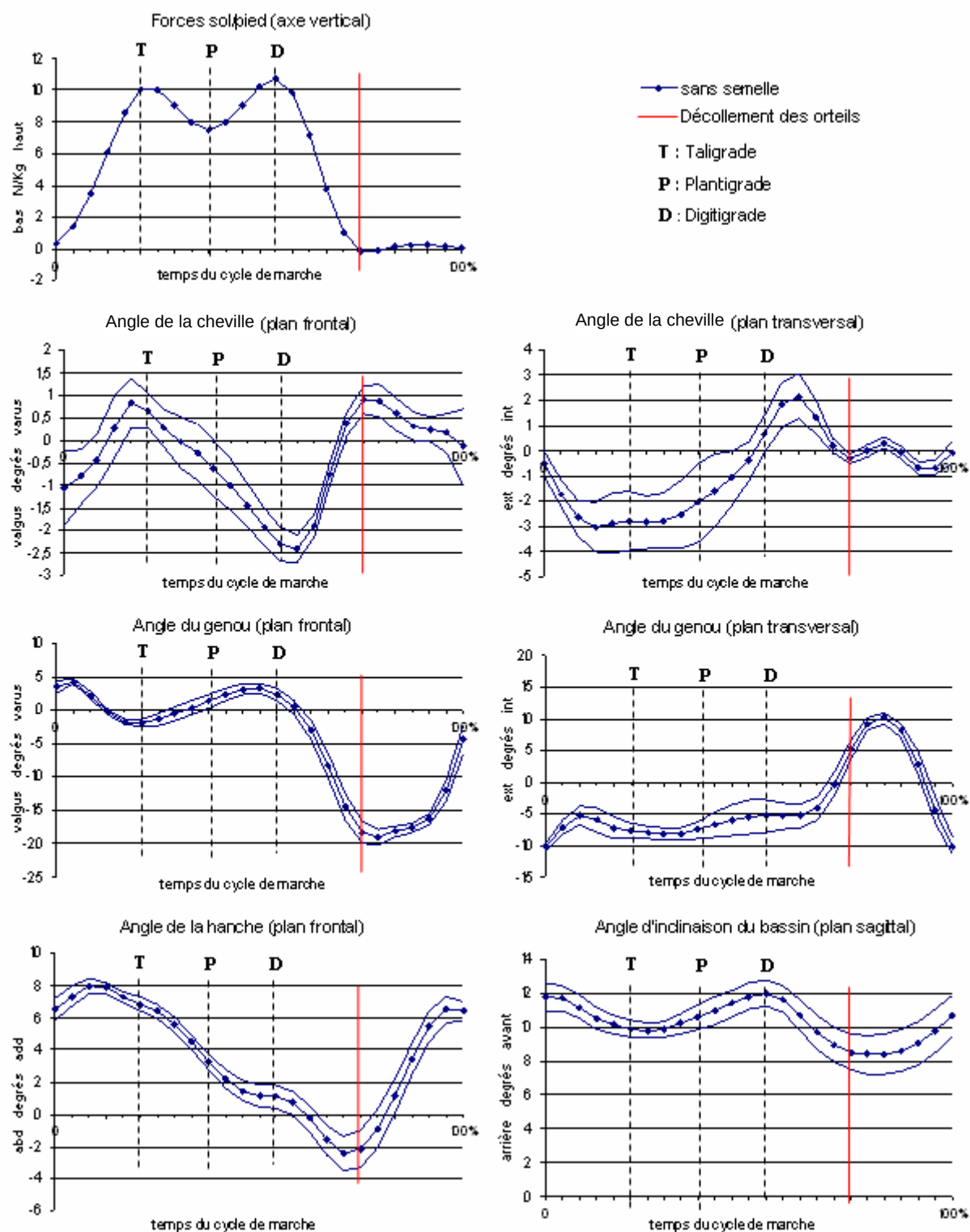
Sujet 10

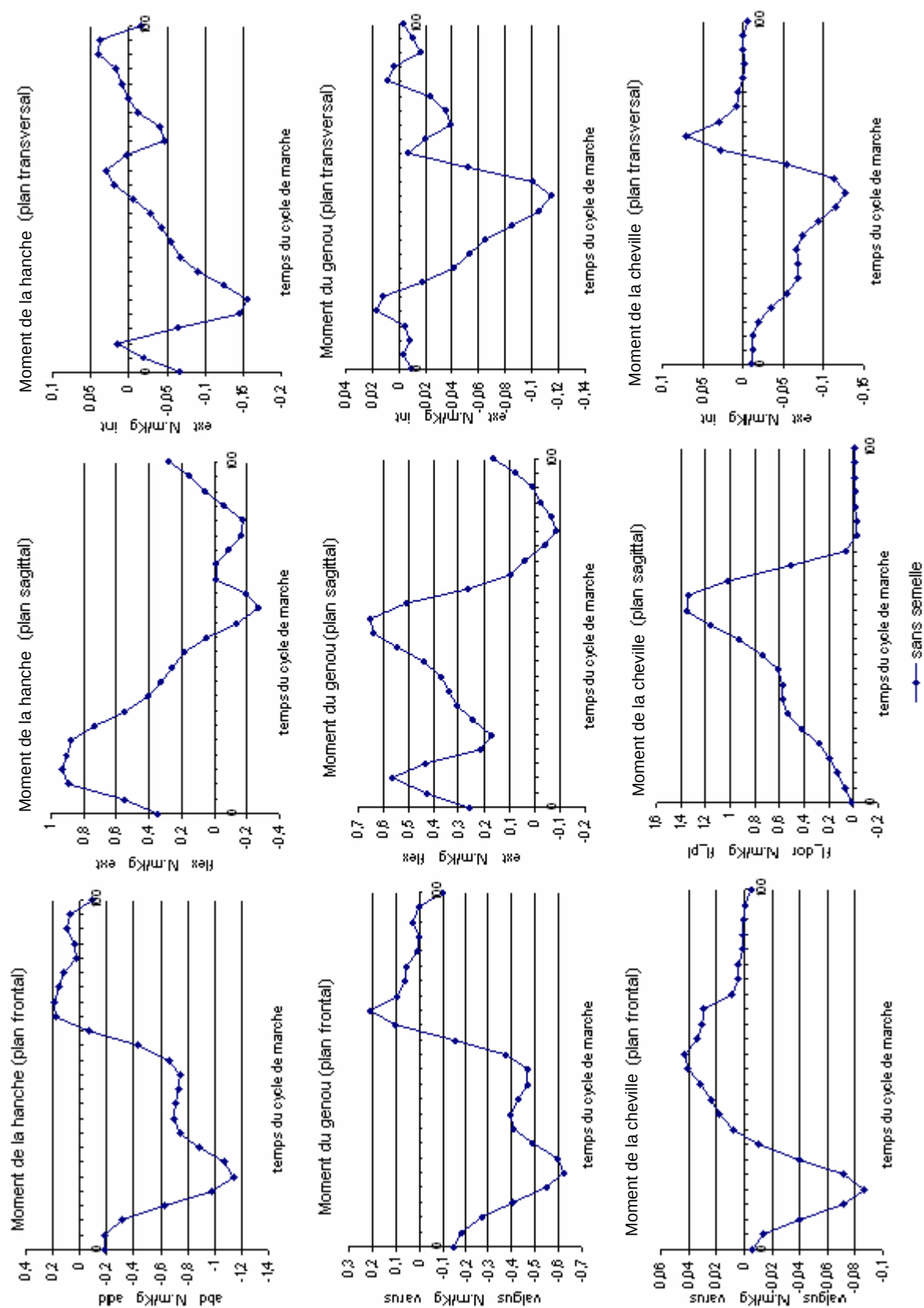


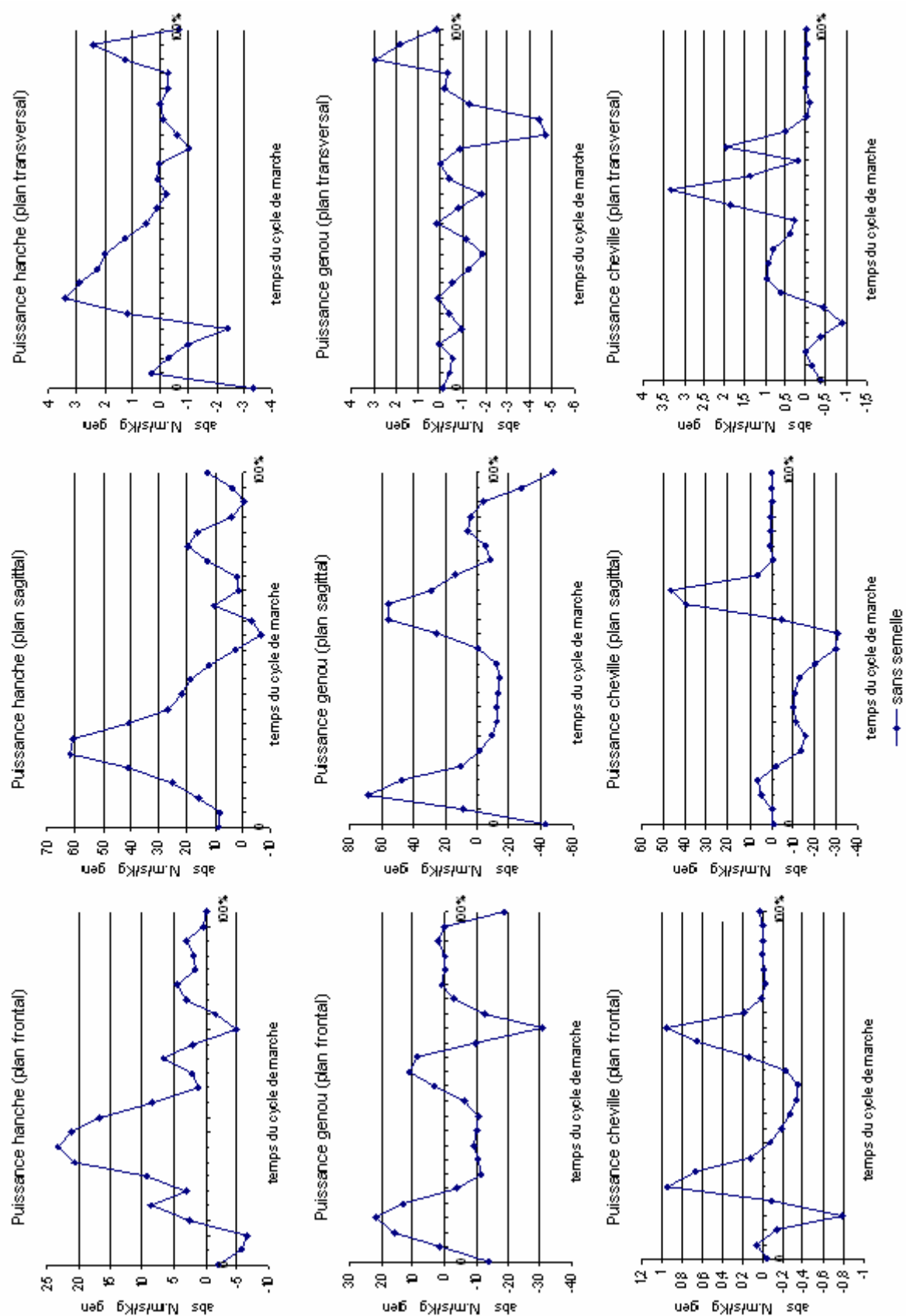




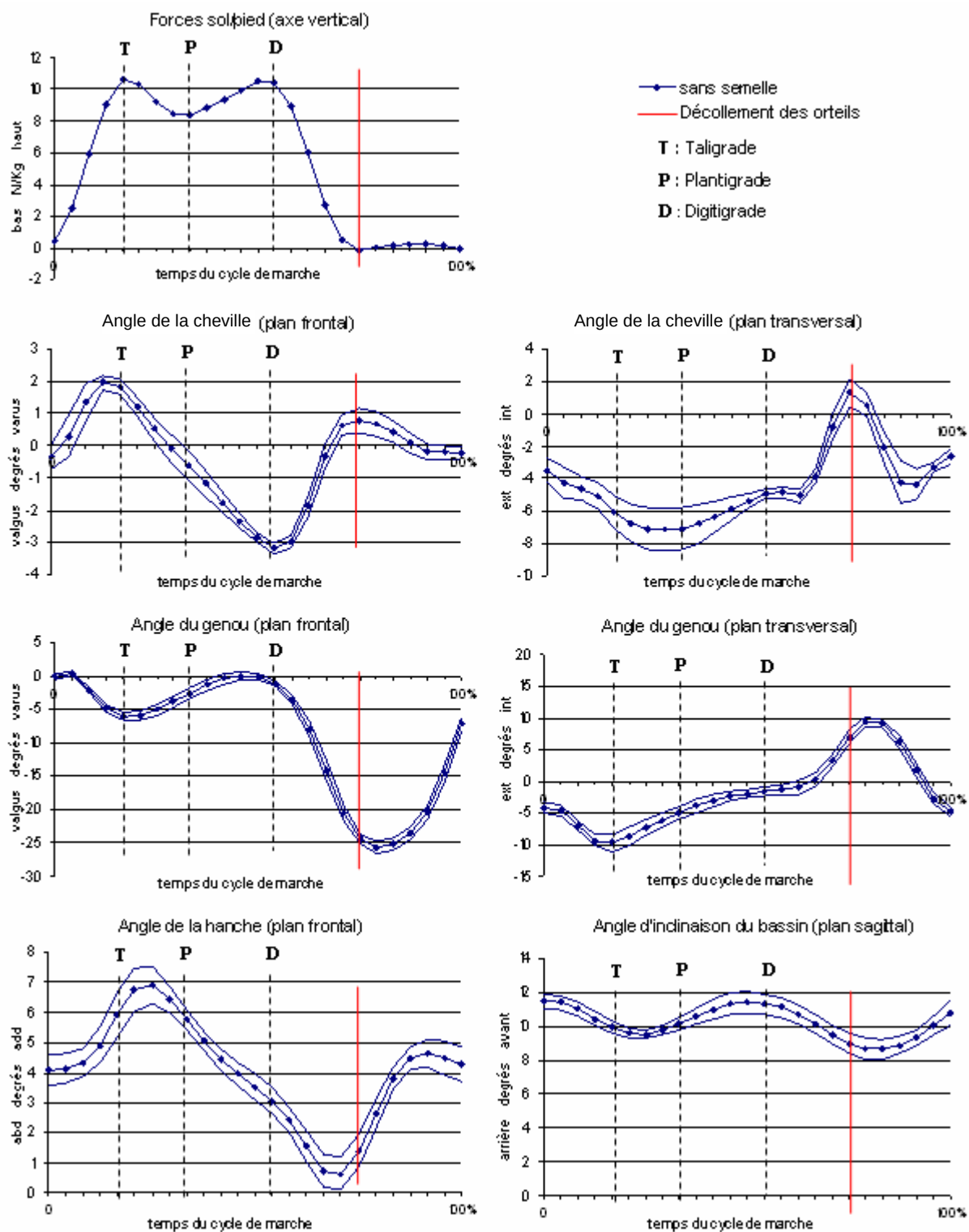
Sujet 11

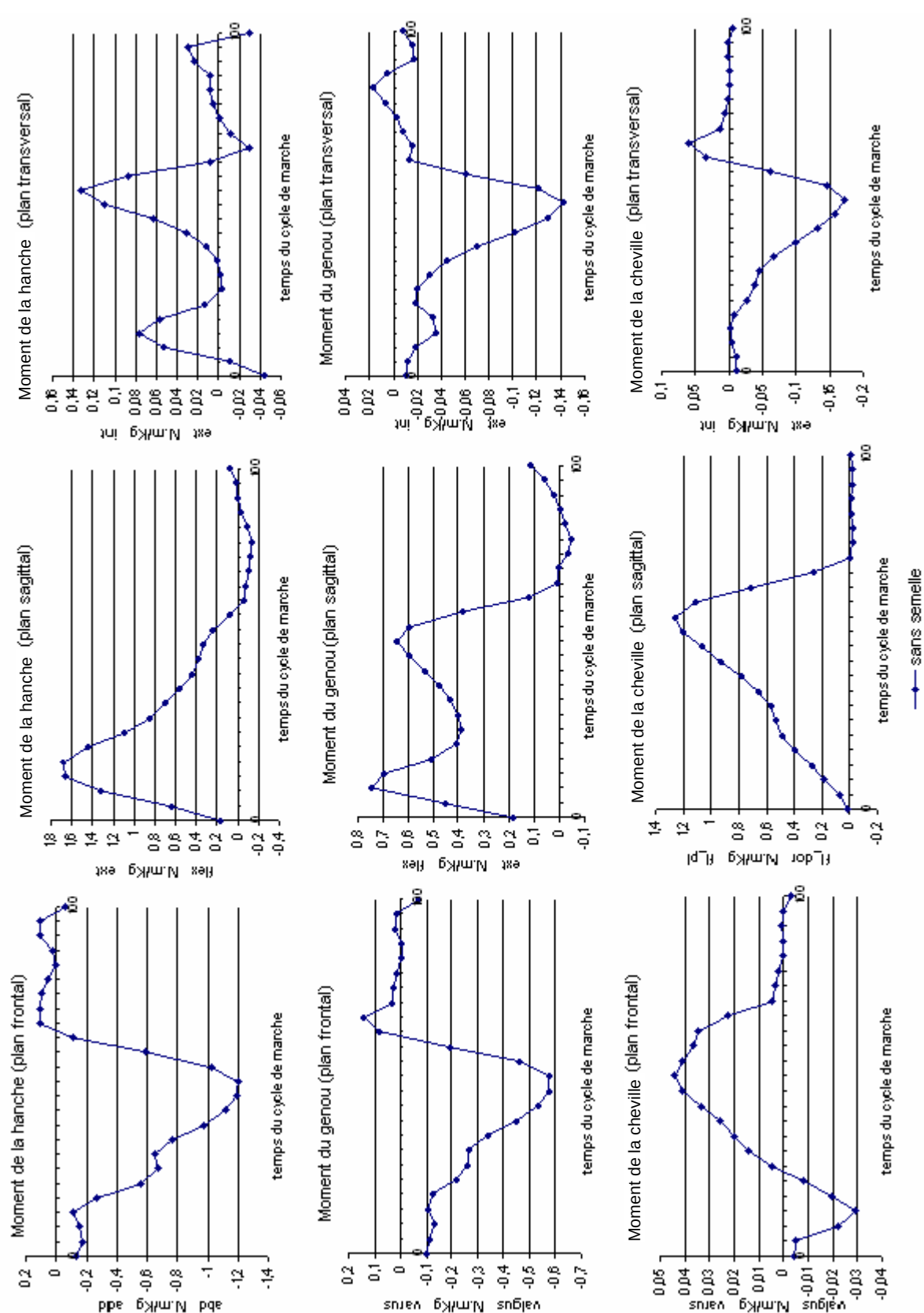


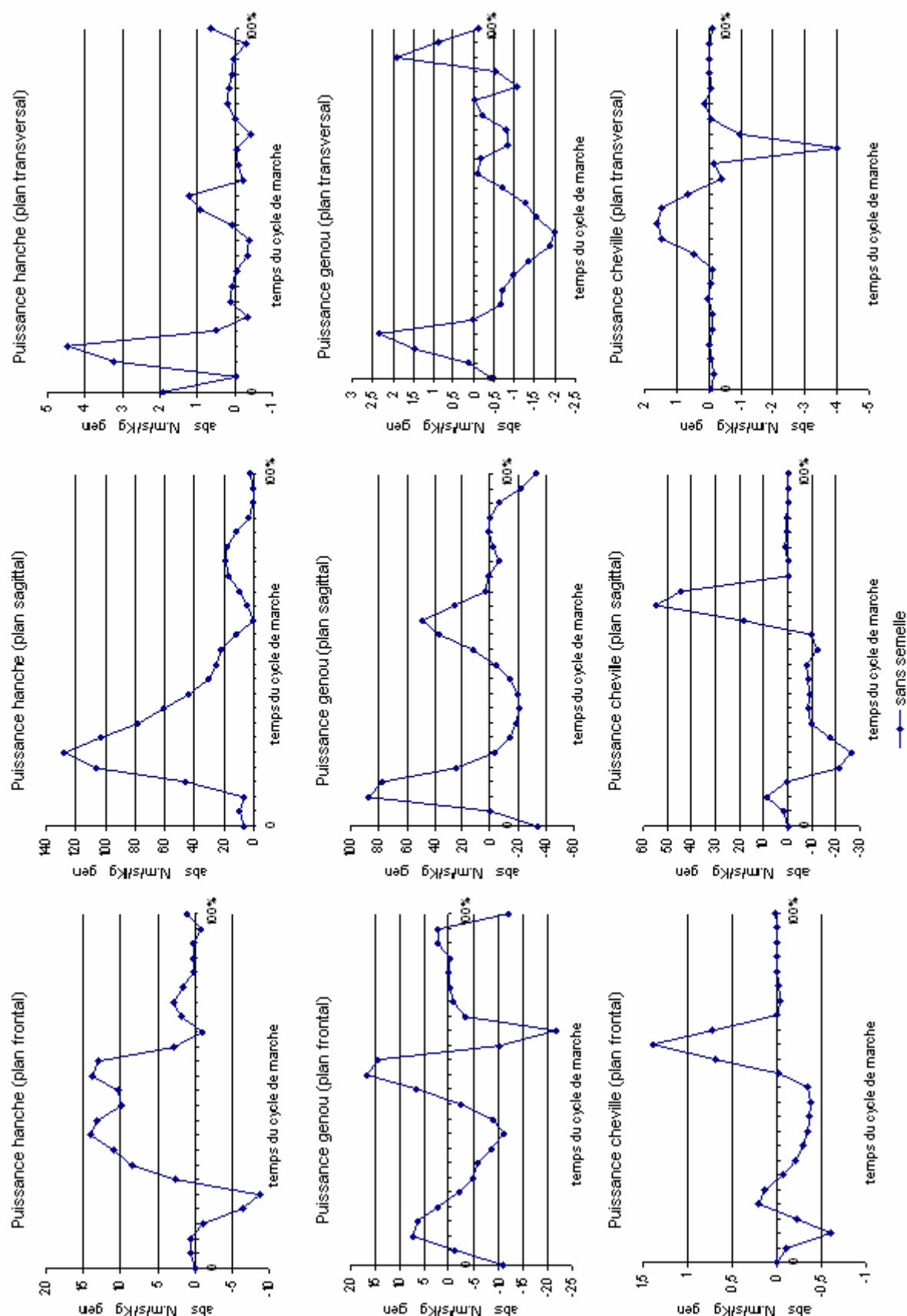




Sujet 12







Annexe D: Modélisation inertielle du pied

Le pied est modélisé en deux segments par deux cylindres (de rayon $r = 4\text{cm}$) :

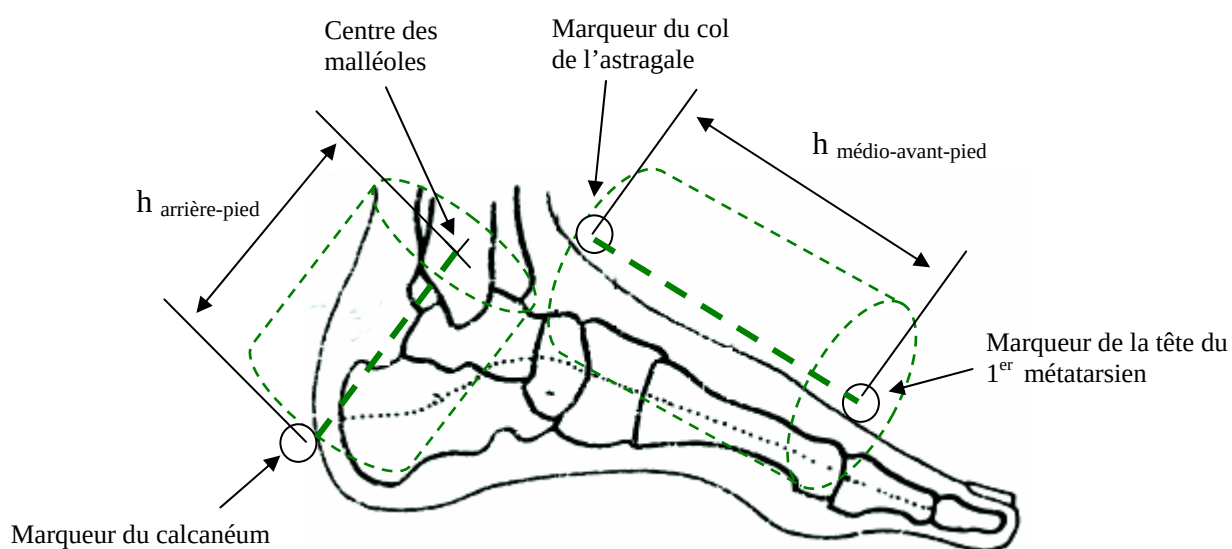
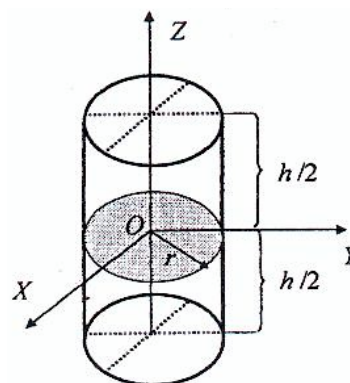
- Masse arrière-pied = Masse médio-avant-pied = Masse du pied / 2,

- Masse du pied = $-0,829 + 0,0077 \cdot \text{poids du sujet (Kg)} + 0,0073 \cdot \text{taille du sujet (cm)}$
(Zatsiorsky, 1983),

- Centre de masse = $h/2$,

- $I_x = I_y = \text{Masse} \cdot 1/12 \cdot (3 \cdot r^2 + h^2)$,

- $I_z = 1/2 \cdot \text{Masse} \cdot r^2$.

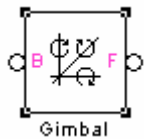


Annexe E: Programme de modélisation du membre inférieur sous forme d'un schéma bloc dans Simulink

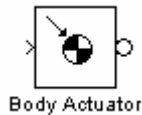
Description des modules principaux de la toolbox SIMMECHANICS™ de SIMULINK™ utilisés pour modéliser le membre inférieur :



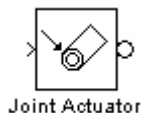
Le module « Body » représente un segment rigide. Il caractérise la forme, la masse, la matrice d'inertie du segment. Il est connecté à des articulations (« joints »)



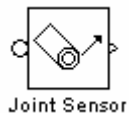
Le module « Gimbal » représente une articulation (« joint ») formée de trois liaisons rotoïdes. Il caractérise les mouvements possibles entre les deux segments qui lui sont connectés.



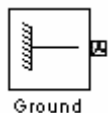
Le module « Body Actuator » représente un actionneur. Il caractérise les actions mécaniques qui agissent sur un segment. Il est connecté à un segment.



Le module « Joint Actuator » représente un actionneur. Il caractérise la cinématique d'une articulation. Il est connecté à une articulation.



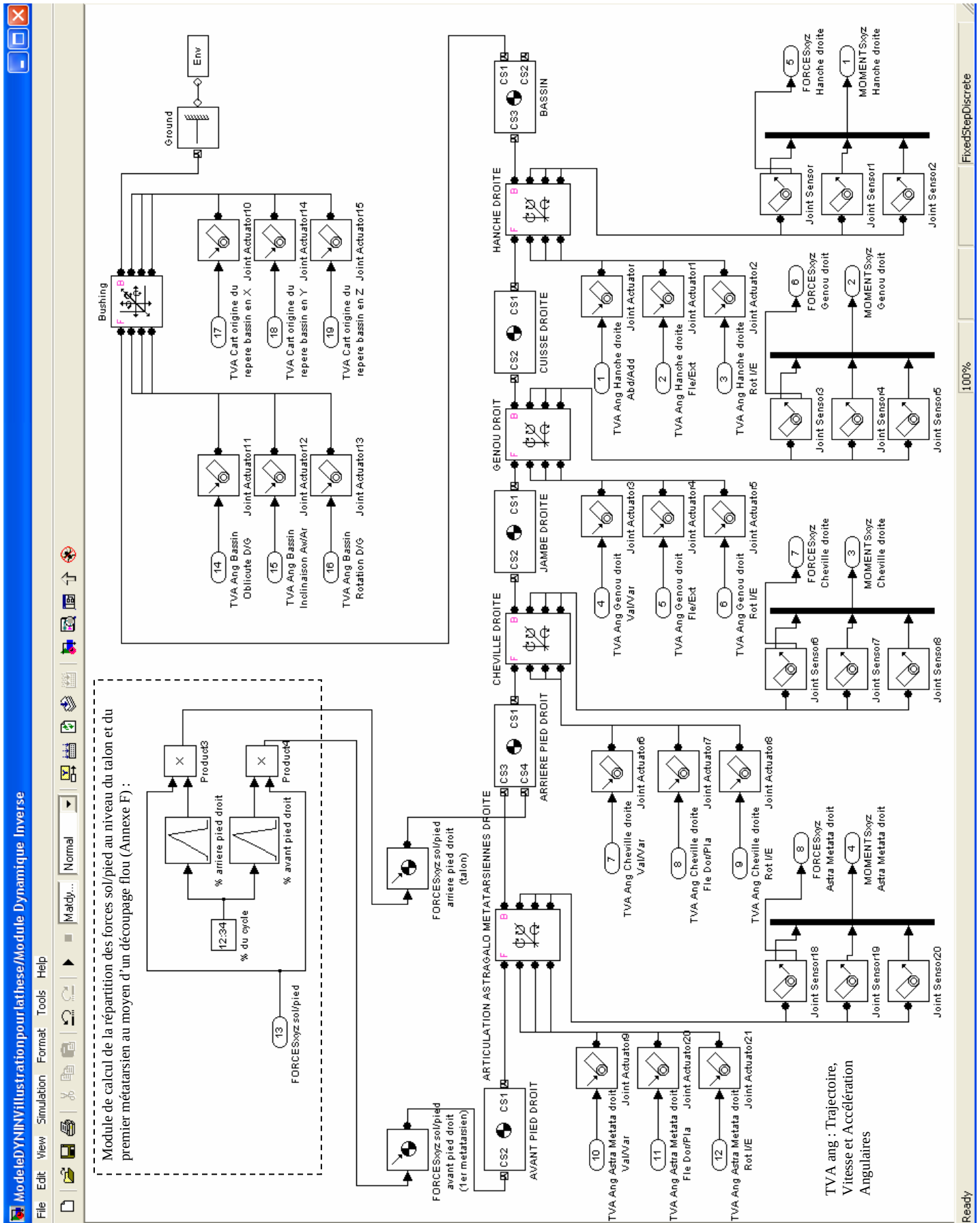
Le module « Joint Sensor » représente un capteur. Il caractérise les actions mécaniques qui sont détectées et mesurées dans une articulation. Il est connecté à une articulation.



Le module « Ground » représente le repère global. Il caractérise le repère dans lequel est décrit le mouvement du système mécanique. Il est connecté à une articulation.



Le module « Machine Environment » représente le module d'analyse. Il caractérise le vecteur de pesanteur, les modes de contrôle du mouvement (dynamique directe ou inverse). Il est connecté au repère global.

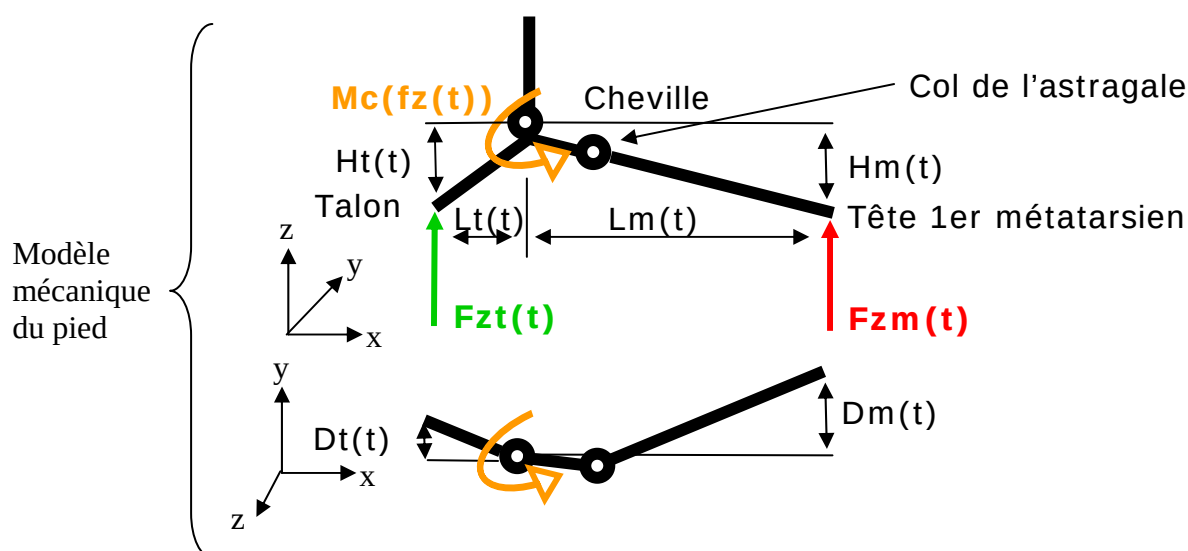
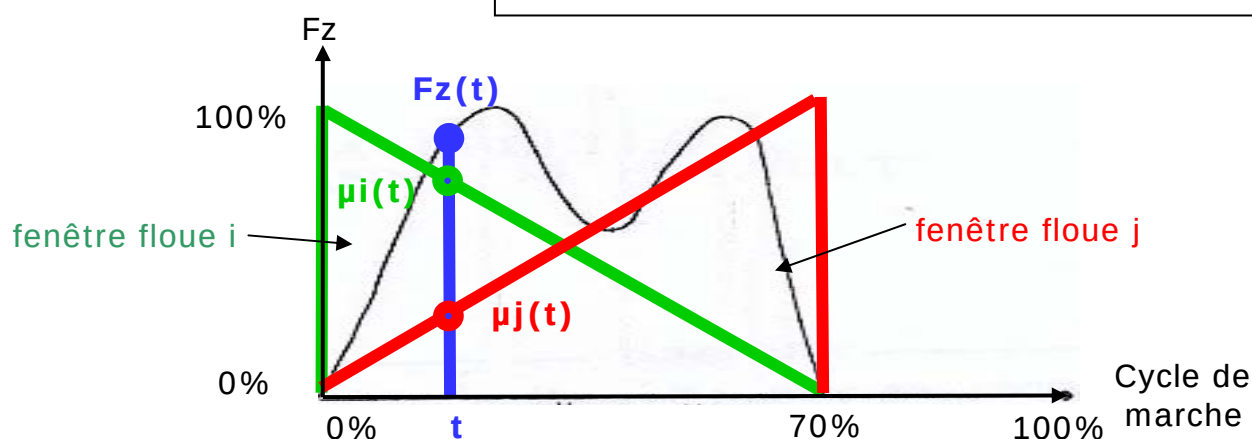


Annexe F: Module de calcul de la répartition des forces sol/pied au niveau du talon et du premier métatarsien au moyen d'un découpage flou

La répartition de la force verticale (F_z) de réaction du sol sur les pieds (même technique pour F_x et F_y) s'effectue en fonction du pourcentage de cycle au niveau du talon (F_{zt}) et du premier métatarsien (F_{zm}). Connaissant les longueurs ($L_t(t), D_t(t), H_t(t)$) séparant le talon et la cheville et les longueurs ($L_m(t), D_m(t), H_m(t)$) séparant la cheville et le premier métatarsien, nous calculons le moment $M_c(F_z(t))$ au tour de la cheville induit par F_{zt} et F_{zm} à l'instant t du cycle (même technique pour $M_c(F_x(t))$ et $M_c(F_y(t))$) :

$$\begin{aligned} t &\in [0 ; 70], \\ \mu_i(t) &= -100/70.t + 100, \\ \mu_j(x) &= 100/70.t, \\ (\mu_i(t) + \mu_j(t) &= 100), \\ F_{zt}(t) &= F_z(t). \mu_i(t)/100, \\ F_{zm}(t) &= F_z(t). \mu_j(t)/100. \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \vec{M}_c(F_z(t)) &= (F_{zt}(t).L_t(t) + F_{zm}(t).L_m(t)).\vec{y} + (F_{zt}(t).D_t(t) \\ &+ F_{zm}(t).D_m(t)).\vec{x}, \\ \vec{M}_c(t) &= \vec{M}_c(F_x(t)) + \vec{M}_c(F_y(t)) + \vec{M}_c(F_z(t)), \\ M_c(t) &: \text{Moment total autour de la cheville.} \end{aligned}$$



Modélisation biomécanique du mouvement : Vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation en orthopédie

Résumé : L'objectif de ce travail est de proposer une nouvelle approche dans l'évaluation des dysfonctionnements de l'appareil locomoteur humain conduisant à des pathologies, au moyen de paramètres biomécaniques pertinents (angles et moments articulaires). Dans un premier temps, un rapprochement des données de la littérature avec les examens pratiqués en podologie pour l'étude de la marche a permis d'identifier les paramètres biomécaniques impliqués dans l'apparition de pathologies courantes : lombalgie, coxalgie et gonalgie. Ensuite, à partir de mesures expérimentales (système d'analyse gestuelle VICON et tapis de marche ADAL), les aspects statiques, cinématiques et dynamiques de l'activité locomotrice (modélisation d'une structure polyarticulée anthropomorphique représentative du membre inférieur) de sujets symptomatiques ont mis en évidence les défauts du mouvement articulaire (modèles patho-mécaniques) par rapport à la physiologie articulaire, et la pertinence des paramètres biomécaniques pour les décrire. L'analyse des modifications du mouvement suivant deux modalités : sans et avec semelle correctrice, a permis d'illustrer l'impact du mauvais alignement de la chaîne segmentaire sur les pincements de contact articulaire pouvant entraîner à terme la dégénérescence des cartilages (lombarthrose, coxarthrose et gonarthrose). Enfin, l'étude des liaisons entre les paramètres a montré l'influence des anomalies de positionnement du pied au sol sur les dysfonctionnements de la chaîne articulaire du membre inférieur.

Mots clés : Biomécanique, Modèle mécanique du membre inférieur, Analyse de la marche, Dysfonctionnement, Lombarthrose, Coxarthrose, Gonarthrose, Orthèses plantaires.

Biomechanical modelling of motion : Towards an evaluation tool for instrumentation in orthopedics

Abstract: The object of this work is to propose a new approach to the evaluation of malfunctions in the human musculoskeletal system leading to disorders using biomechanical parameters (angles and joint moments). As a first step, an analysis of the data from the literature and tests performed in podiatry for the study of gait identified biomechanical parameters involved in the appearance of common pathologies: lumbago, coxalgia and gonalgia. Then, from experimental measurements (motion analysis system VICON and treadmill ADAL) static, kinematic and dynamic aspects of locomotion (anthropometrics multibody system of the lower limb) in symptomatic subjects have highlighted the defects in joint movement (pathomechanical models) in relation to the physiology and the relevance of biomechanical parameters to describe them. Gait analysis under two conditions, without and with orthotics, shows the impact of the misalignment of the segment of the lower limb on compression within joints leading to degeneration of cartilages (lumbar osteoarthritis, coxarthrosis, gonarthrosis). Finally, study of links between parameters show the effect of anomalies in foot to floor contact on malfunction of the joints of the lower limb.

Keywords: Biomechanics, Mechanical model of the lower limb, Gait analysis, Malfunction, Lumbar osteoarthritis, Coxarthrosis, Gonarthrosis, Foot orthoses.