

Titre: Développement d'un nouveau système pour analyser la
biocinématique du genou, application : évaluation de l'orthèse
plantaire
Title:

Auteur: Ismail El Maach
Author:

Date: 1998

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: El Maach, I. (1998). Développement d'un nouveau système pour analyser la
biocinématique du genou, application : évaluation de l'orthèse plantaire [Master's
thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/6893/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/6893/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** L'Hocine Yahia, & Jules Richard Degila
Advisors:

Programme: Unspecified
Program:

NOTE TO USERS

This reproduction is the best copy available.

UMI

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT D'UN NOUVEAU SYSTÈME POUR
ANALYSER LA BIOGINÉMATIQUE DU GENOU. APPLICATION :
ÉVALUATION DE L'ORTHÈSE PLANTAIRE

ISMAIL EL MAACH

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES (M.Sc.A)
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

Août 1998



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-38677-5

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

DÉVELOPPEMENT D'UN NOUVEAU SYSTÈME POUR
ANALYSER LA BIOGINÉMATIQUE DU GENOU. APPLICATION :
ÉVALUATION DE L'ORTHÈSE PLANTAIRE

Présenté par : EL MAACH Ismail

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. DANSEREAU Jean, Ph.D., président

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., membre et directeur de recherche,

M. DE GUISE Jacques A., Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. MURPHY Norman, Ph.D., membre

«De l'homo-faber à nos jours, de Galilée à Einstein, de la roue à la capsule spatiale, l'histoire de la Mécanique est une aventure bouleversante qui a permis à l'Homme de prendre pied sur la lune avant de savoir au juste comment il marche»

- Pr. Kerboull, chirurgien orthopédiste français de grande renommée

À ma famille, à ma mère et ma sœur Hassana
À la mémoire de ma cousine Najatte

Remerciements

Je voudrais tout d'abord remercier mes directeur et codirecteur de recherche docteurs L'Hocine Yahia et Jacques A. de Guise de m'avoir permis d'effectuer ma maîtrise au sein de leur groupe de recherche. Je les remercie également pour la confiance qu'ils ont eue en moi en me laissant toute la latitude pour mener à terme ce projet de recherche. Je voudrais souligner l'effort fourni par docteur de Guise tout au long de la dernière année pour être présent comme d'habitude, ne fût-ce que virtuellement (par e-mail), pour m'encadrer et m'orienter. Enfin, je dois assurer mes deux directeurs de toute ma reconnaissance pour leur compréhension vis-à-vis de certaines de mes décisions.

Je remercie également docteur Nicolas Duval de ses conseils cliniques, de sa gentillesse et de son optimisme.

Je désire assurer docteur Norman Murphy de toute ma reconnaissance pour ses conseils pratiques et pour son soutien moral dans les moments les plus difficiles de ma maîtrise.

Je voudrais exprimer ma gratitude à monsieur Raynald Henry, président de la compagnie Bi-Op inc., pour son support, son soutien et sa patience. Je remercie également tout le personnel de Bi-Op pour leur disponibilité et la rapidité avec laquelle ils ont recruté des volontaires.

Je remercie docteur Alain Desrochers, directeur du département de GPA de l'École de Technologie Supérieure de Montréal, pour m'avoir autorisé à utiliser l'atelier d'usinage de l'École.

Du département de Kinanthropologie de l'Université du Québec à Montréal, je remercie le directeur docteur Jean Boucher pour m'avoir donné accès au laboratoire du mouvement et aux équipements et madame Carole Roy pour sa gentillesse, son aide et sa disponibilité.

Je tiens à remercier toutes les personnes qui m'ont apporté une aide scientifique ou technique durant mon projet et avec lesquelles j'ai eu beaucoup de plaisir à travailler :

- Docteur Marwan Sati et Yves Martel qui ont contribué à l'élaboration de ce projet,
- Francis Boudreault pour son aide, son amabilité et ses conseils précieux,
- Isabelle Catelas pour son soutien et son aide linguistique,
- Docteur Kevin J. Deluzio de l'Université de Kingston pour ses conseils techniques sur la conception du simulateur SEMGO.

Un grand merci à tous les étudiants et employés du GRBB et du laboratoire de Génie Chirurgical du Centre de recherche du CHUM (pavillon Notre-Dame) pour tous les moments passés ensemble et tous les coups de main indispensables.

Enfin, j'exprime toute ma reconnaissance à mon oncle Taïb pour son aide, ses encouragements et son soutien qui même à distance me sont très précieux.

Résumé

Les anomalies structurelles du pied et de la cheville entraînent souvent des déviations squelettiques des membres inférieurs telles que le *genu varum* si répandues chez les hommes adultes. Outre l'aspect inesthétique de ces déviations, elles occasionnent des douleurs au niveau du genou voire même au niveau de tout l'appareil locomoteur en raison du déséquilibre au niveau des répartitions des charges. Bien que le port d'orthèses plantaires soit connu pour mieux redistribuer les pressions plantaires, leur effet sur le genou demeure méconnu et peu documenté. Le but de cette étude consiste à développer un outil d'analyse de la marche afin d'évaluer de manière non-invasive, simple et objective l'effet des orthèses plantaires sur la biocinématique du genou.

Dans le but d'analyser la cinématique du genou durant la marche, les outils suivants sont employés: des capteurs de mouvement magnétiques à trois axes pour déterminer la position et l'orientation du tibia par rapport au fémur, un système d'attache exosquelettique pour maintenir les capteurs magnétiques solidaires du tibia et du fémur, un logiciel informatique pour l'acquisition des données et un algorithme mathématique basé sur l'interprétation gyroscopique des angles d'Euler pour la décomposition des mouvements, et des semelles de capteurs de pression pour déterminer la progression du déroulement du pas lors de la marche. Cet analyseur du genou appelé GENI-GAIT, a été validé à l'aide de simulations mathématique et expérimentale.

Deux sortes d'analyses ont été entreprises au cours de cette étude : 1) analyse de la marche chez dix sujets sains, 2) analyse de l'effet des orthèses plantaires chez onze autres sujets souffrant de divers problèmes structurels au genou tels que le varus. Les marcheurs des deux groupes ont évolué sur un tapis-roulant afin d'assurer une régularité dans les pas exécutés et pour des raisons d'accommodation. Au moins 24 cycles par

essai ont été enregistrés et analysés. Par l'analyse de la marche, nous avons obtenu des patrons cinématiques comparables à ceux reportés dans la littérature. De plus, les amplitudes du mouvement étaient conformes aux réalités anatomiques et les cycles biocinématiques de la marche étaient très reproductibles surtout dans le plan sagittal. Aussi, nous avons trouvé que la vitesse de la marche n'affecte pas seulement les paramètres de la marche tel qu'il a été démontré par plusieurs chercheurs mais elle influe aussi sur la reproductibilité des cycles biocinématiques. En effet, la reproductibilité des patrons biocinématiques se dégrade avec la diminution de la vitesse de la marche. Ceci revêt un intérêt indéniable dans l'analyse de la marche surtout quand il s'agit d'évaluer quantitativement un traitement donné. Aussi, nous avons noté une forte synergie entre les angles d'adduction / abduction et la rotation axiale avec le mouvement de flexion / extension du genou pendant la phase d'oscillation.

Lors de l'examen de l'effet de l'orthèse plantaire à l'aide de GENI-GAIT, nous avons constaté que ces orthèses peuvent altérer la biocinématique et la mobilité du genou dans les trois plans. Des changements dans le plan sagittal pouvant atteindre 6° ont été enregistrés à la suite du port d'orthèses. Dans les deux autres plans, le maximum de changement était de $4,5^\circ$. Les changements majeurs surviennent pendant la phase de la poussée.

Outre son utilisation dans l'analyse de la marche et l'évaluation d'orthèses, GENI-GAIT pourrait avoir d'autres applications telles que l'évaluation des opérations chirurgicales. Par exemple, les orthopédistes qui effectuent des remplacements totaux de hanches ou de genoux cherchent à évaluer la qualité de l'alignement post-opératoire des membres inférieurs non seulement à l'état statique en employant des radiographies mais aussi au maintien ou à l'obtention d'un alignement dynamique adéquat.

Abstract

Structural alignment abnormalities of the knee occur during the stance phase of gait. Unbalanced weight bearing on this joint may cause pain and predispose a person to overuse syndromes. "Foot orthotics are recognised as an important adjunct to the treatment of lower extremity dysfunction related to poor mechanics and alignment" (Donatelli et al., 1990). Despite the wide use and the increasing prescription of orthotics to alter lower-extremity mechanics during the stance phase of gait, only in a few cases the actual effect has been examined. Our goal is to develop a knee assessment tool to quantify non-invasively, simply and objectively the amount of its biokinematics alteration, if there is any, when using rigid foot orthotics.

A gait analyser, "GENI-GAIT", was developed to assess the knee kinematics during a normal walk. It consists of a three axial magnetometer motion tracking system, a spatial exoskeleton linkage to hold the sensors contiguous to the underlying bones, a mathematical method based on the floating axis joint coordinate system and pressure insoles to identify the different phases of gait. To validate the calculation of 3D relative joint angles, a "robot-like" mechanism was build to simulate the knee rotations. For the sake of convenience in gait data acquirement and maximisation of internal validity of experimental procedures, a treadmill was used for walking. Two different groups of subjects have been tested: a group of ten healthy young people exhibiting no lower extremity pathology volunteered (group I). We recorded and then analysed their knee biokinematics, which were compared to the literature. Eleven other subjects who were prescribed foot orthotics for different knee structural alignment problems such as knee *varum* were assessed in each of the orthotic and non-orthotic conditions (group II). In both groups, volunteers performed 24 strides on a treadmill at a comfortable speed. The knee motion patterns showed a high repeatability especially in the sagittal plane for both

groups. This repeatability of gait variables is an important consideration in the clinical use of the results of quantitative gait analysis. It was found in this study that the repeatability gait patterns decreases as the subjects walk at a low speed. The average pattern of flexion / extension of the tibiofemoral joint during walking was biphasic. A certain synergy of rotation and abduction /adduction with flexion / extension motion was found. Differences as high as 6° were found in the sagittal plane as a result of the use of foot orthotics. In the other two planes, the range of motion was either increased or decreased by a maximum amount of $4,5^{\circ}$. In some cases no differences were found in one, two or three planes. Major changes occurred during the push-off.

Besides its use in the evaluation of gait and the assessment of foot orthotics on the knee biokinematics, GENI-GAIT may also be useful for the evaluation of the lower limb surgical intervention. For instance, surgeons who perform total knee or hip replacement are particularly interested in the axial alignment of the lower extremity not only from a static point of view using radiographic analysis but also under dynamical conditions. Under certain conditions like the absence of complications in using the fixation system, the surgeon could use GENI-GAIT to assess the post-operative alignment of hip-knee-ankle during ambulating.

Table des matières

DÉDICACE.....	iv
REMERCIEMENTS.....	v
RÉSUMÉ.....	vii
ABSTRACT.....	ix
TABLE DES MATIÈRES.....	xi
LISTE DES TABLEAUX.....	xv
LISTES DES FIGURES.....	xvi
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	xviii
INTRODUCTION	1
Problématique.....	2
Objectifs.....	3
Structure du travail.....	4
 CHAPITRE 1: LES ARTICULATIONS DES MEMBRES INFÉRIEURS ET LA MARCHE HUMAINE	 6
1.1 Historique de l'étude de la marche et des mouvements humains.....	6
1.2 Les articulations du genou et de la cheville.....	9
1.2.1 L'articulation du genou	9
1.2.2 Le pied et la cheville	12
1.3 Les désaxations du genou dans le plan frontal	15
1.4 Les orthèses plantaires.....	16
1.5 Concept de l'équilibre et de la marche humaine.	18
1.6 Les quatre temps de la marche	19
1.6.1 Double appui postérieur d'élan	20
1.6.2 Période oscillatoire.....	20

1.6.3 Double appui antérieur de réception	23
1.6.4 Appui unilatéral	24
1.7 Le centre de gravité pendant la marche	25
1.8 La dépense énergétique pendant la marche	26
1.9 Le pas et ses valeurs	27
1.9.1 Longueur du pas	27
1.9.2 Durée du pas	28
1.9.3 Vitesse	28
1.9.4 Largeur du pas	28
1.9.5 Angle du pas	29
1.10 L'étude de la cinématique du genou lors de locomotion	29
1.11 Techniques d'investigation modernes	30
CHAPITRE 2: REVUE DES MÉTHODES ANALYTIQUES DE LA DESCRIPTION	
DES MOUVEMENTS DU GENOU : ANGLES D'EULER ET AXE FLOTTANT	34
2.1 La chaîne cinématique	35
2.2 La position et le déplacement relatifs	35
2.2.1 La résolution du problème du JLT	36
2.2.2 La résolution du problème du JOR	36
2.3 Critères pour le choix d'un système de coordonnées dans la biomécanique de mouvement	38
2.4 Le système de coordonnées : approche classique	40
2.4.1 Axe hélicoïdal	40
2.4.2 Angles d'orientation	41
2.4.3 Système de coordonnées articulaires de l'axe flottant	45
2.5 Sélection et définition des repères anatomiques	50
CHAPITRE 3: DÉVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UN OUTIL DE MESURE	
IN-VIVO DE LA BIOCINÉMATIQUE DE L'ARTICULATION TIBIO-FÉMORALE.	
APPLICATION : ÉVALUATION DE L'ORTHÈSE PLANTAIRE.	53

3.1	Technique de mesure	54
3.2	Définition des systèmes de référence	56
3.3	L'ordre des rotations dans le système AF	60
3.4	Validation du matériel	62
3.4.1	Simulation mathématique.....	62
3.4.2	Simulation expérimentale à l'aide d'un modèle mécanique.	62
3.4.2.1	Simulation expérimentale à l'aide d'un modèle mécanique.....	63
3.5	Les volontaires de la présente étude	67
3.6	Marche sur tapis-roulant.....	68
3.7	Traitement des données	71
3.7.1	Étude de la reproductibilité de la marche à l'aide du coefficient ajusté de corrélations multiples	72
3.7.2	Étude de l'effet de la vitesse sur la reproductibilité des patrons cinématiques	73
CHAPITRE 4: RÉSULTATS DES VALIDATIONS DE GENI-GAIT ET DE L'ÉVALUATION DE LA MARCHE ET DES EFFETS DE L'ORTHÈSE PLANTAIRE SUR LA BIOGINÉMATIQUE DE L'ARTICULATION TIBIO- FÉMORALE.....		74
4.1	Validations du système GENI-GAIT	74
4.2	Évaluation de la marche chez les sujets du groupe I	75
4.2.1	Rotations dans le plan sagittal	77
4.2.2	Rotations dans le plan frontal	77
4.2.3	Rotations dans le plan transversal	78
4.2.4	Sensibilité du coefficient ajusté de corrélations multiples à la vitesse de la marche.....	78
4.3	Étude de l'effet de l'orthèse à l'aide du système GENI-GAIT	79
4.3.1	Rotations dans le plan sagittal	79
4.3.2	Rotations dans le plan frontal.....	81

4.3.3 Rotations dans le plan transversal	81
4.4 Étude de l'effet des orthèses à l'aide du système PEAK.....	84
CHAPITRE 5: DISCUSSION GÉNÉRALE.....	86
5.1 Validation du système GENI-GAIT	86
5.2 La marche chez les sujets du groupe I.....	87
5.2.1 La reproductibilité des rotations.....	87
5.2.2 Effet de la cadence de la marche sur la reproductibilité des patrons biocinématiques de l'articulation tibio-fémorale	89
5.2.3 Comparaison des amplitudes des angles de rotation du genou obtenus avec différentes recherches.....	90
5.2.4 La biocinématique du genou pendant le plantigrade.....	91
5.2.5 La biocinématique du genou pendant la propulsion.....	92
5.2.6 La biocinématique du genou pendant l'oscillation	95
5.3 La marche chez les sujets du groupe II.....	97
CHAPITRE 6: CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	100
6.1 Conclusion.....	100
6.2 Recommandation	102
Références.....	
Annexe I Démonstration de l'indépendance de la méthode de l'axe flottant de la Séquence des rotations.....	115
Annexe II Analyse de la marche: patrons cinématiques des marcheurs du groupe I...	122
Annexe III Analyse de la marche: patrons cinématiques des marcheurs du groupe II obtenus lors de la phase d'appui.....	133
Annexe IV Formulaire de consentement du patient.....	145
Annexe V Dessins techniques et de fabrication du simulateur SEMGO.....	148

Liste des tableaux

Tableau 3.1	Renseignements généraux sur les volontaires du groupe I	69
Tableau 3.2	Renseignements généraux sur les volontaires du groupe II	69
Tableau 4.1	Résultats des comparaisons des mesures expérimentales directes et indirectes.....	75
Tableau 4.2	Compilation des coefficients ajustés de corrélations multiples et des amplitudes des mouvements angulaires du genou.....	76
Tableau 4.3	Comparaison des reproductibilités de la marche à deux vitesses différentes.....	79
Tableau 4.4	Compilation des coefficients ajustés de corrélation multiples des cycles de marche complets et les amplitudes des mouvements angulaires du genou pendant la phase d'appui.....	82
Tableau 5.1	Comparaison de l'étendue des angles du genou entre les différents travaux.....	91
Tableau 5.2	Comparaison de comportements du genou pendant la marche chez les sujets étudiés dans la présente étude et ceux étudiés par différents auteurs.....	97

Liste des figures

Figure 1.1	Représentation anatomique du genou. (A) vue antérieure, (B) vue postérieure	10
Figure 1.2	Nomenclature des mouvements articulaires des membres inférieurs.....	11
Figure 1.3	Les sept articulations fonctionnelles de la cheville et du pied.....	14
Figure 1.4	Angle diaphysaire fémoro-tibial normal.....	16
Figure 1.5	Les quatre temps de la marche; ignorer la jambe ombragée. B) Modèle mécanique d'étude de la locomotion bipède.....	22
Figure 1.6	Les valeurs du pas.....	27
Figure 2.1	Interprétation des mouvements par la méthode de l'axe hélicoïdal.....	41
Figure 2.2	Définition classique des angles d'Euler : roulis γ , lacet β et tangage α	42
Figure 2.3	a) Articulation du genou et les deux systèmes de coordonnées cartésiennes associés au tibia et au fémur. b) système de coordonnées articulaires de l'axe flottant.....	47
Figure 2.4	Axes de l'articulation du genou et angles estimés entre-eux.....	51
Figure 3.1	A) Fixation fémorale du système d'attache. B) Schéma des capteurs magnétiques <i>Flocks of Birds</i>	55
Figure 3.2	Pour obtenir l'orientation d'un corps rigide dans l'espace, il faut connaître les coordonnées d'au moins trois points non colinéaires qui lui appartiennent.....	57
Figure 3.3	Les axes de chaque os sont établis à partir des points de	

numérisation.....	57
Figure 3.4 SEMGO : dessin d'ensemble du modèle expérimental de validation. Ce modèle est utilisé pour simuler les rotations du genou en vue de comparer des mesures directes des angles (potentiomètres) et des mesures indirectes (système GENI- GAIT).....	64
Figure 3.5 Articulation électrogoniométrique à fonctionnement gyroscopique du simulateur SEMGO. B) Schéma équivalent : gyroscope suspendu à la Cardan	66
Figure 3.6 Branchement électrique du simulateur SEMGO.....	67
Figure 4.1 Patrons de flexion filtrés (à gauche) et normalisés sur un intervalle unitaire (à droite). La courbe moyenne est tracée en traits épais.....	76
Figure 4.2 Patrons cinématiques des angles du genou de 5 sujets du groupe I. T.O : décollage l'orteil, H.S : frappe du talon.....	80
Figure 4.3 Effet de l'orthèse sur les amplitudes de rotation du genou diminution : -; augmentation : +).....	83
Figure 4.4 Comparaison des angles du genou obtenus à l'aide de GENI-GAIT respectivement chez les sujets 11, 5 et 10 du group II.....	84
Figure 4.5 Comparaison des patrons cinématiques moyens du genou obtenus pendant la phase d'appui à l'aide d'un système de caméra chez les sujets 5, 10 et 11.....	86
Figure 5.1 Action des muscles fléchisseurs du genou. 1) le biceps, 2) le tenseur du <i>fascia lata</i>	94

Liste des sigles et abréviations

3D	Tridimensionnel
α	Angle de flexion / extension
β	Angle d'adduction / abduction
γ	Rotation tibiale interne / externe
R_a	Coefficient ajusté de corrélation multiple
ATF	Articulation tibio-fémorale
AF	Axe flottant
Abd. / add.	Abduction / adduction
Flex. / Ext.	Flexion / Extension
Rot.	Rotation(s)
JLT	Joint location-translation
JOR	Joint orientation-rotation
A	Objet fixe
B	Objet mobile
$[A] = (i,j,k)$	Base orthonormée fixée sur l'objet A
$[B] = (L,J,K)$	Base orthonormée fixée sur l'objet B
$\hat{X}_A, \hat{Y}_A, \hat{Z}_A$	Axes des (x), (y) et (z) de l'objet A
$\hat{X}_B, \hat{Y}_B, \hat{Z}_B$	Axes des (x), (y) et (z) de l'objet B
X_f, Y_f, Z_f	Axes des (x), (y) et (z) du fémur
X_t, Y_t, Z_t	Axes des (x), (y) et (z) du tibia
$\ v\ $	Module du vecteur v
$R_{x/\alpha}$	Matrice de transformation décrivant la rotation autour de l'axe des (x) d'un angle α .

R^T	Transposée de la matrice R
μ	moyenne
σ	Écart-type
\times	Produit vectoriel
\bullet	Produit scalaire

Introduction

La marche humaine est l'activité corporelle la plus analysée et la plus décrite de l'histoire de la biomécanique du mouvement. En dépit de sa banalité, la marche bipède demeure un processus d'élaboration d'une extrême complexité et d'un très haut niveau de sophistication qui fait du corps humain une merveille d'équilibre fascinante.

À l'œil nu, l'observation de la marche chez un sujet donné peut le trahir en révélant non seulement son état d'âme (marche fière, motivée, lasse, hésitante, etc.) mais aussi son état de santé physique (boiterie, défaillances dynamiques, déformations structurelles, etc.). L'humain, dans un effort de savoir au juste comment il marche, a mis au point des méthodes d'investigation et de quantification plus perceptibles et objectives que l'œil nu tels que les caméras, les goniomètres, les accéléromètres, les appareils ultrasoniques, etc. Pourquoi cet acharnement à comprendre la mécanique de la marche? La réponse est simple. En cernant le processus de la marche, il serait possible de définir objectivement ce qu'est une marche normale afin de diagnostiquer et de corriger celle pathologique ou du moins la ramener à un niveau de normalité acceptable à l'aide de procédures chirurgicales ou d'autres moyens moins radicaux telles que les orthèses et la réadaptation. D'autre part, en connaissant comment se produit la marche bipède, il serait plus facile de concevoir des prothèses articulaires destinées à remplacer les articulations défaillantes à la suite d'usure, d'accident ou même de malformations congénitales.

De nombreuses études en biomécanique menées jusqu'ici ont abordé la marche du point de vue de l'une des deux grandes branches de la mécanique : la dynamique. La branche cinématique de cette dernière soulève beaucoup de controverses quand elle est appliquée au corps humain, surtout au niveau de la définition des axes articulaires et

l'emploi de méthodes analytiques. En l'absence de normalisation des méthodes d'analyse de la cinématique, les résultats issus de différentes études diffèrent sensiblement et sont même parfois contradictoires.

L'articulation du genou est la composante la plus volumineuse de la chaîne cinématique formée par le système locomoteur mais aussi la plus vulnérable aux blessures en raison des tensions auxquelles elle est assujettie. Ce travail s'intéresse au comportement cinématique du genou pendant l'activité de la marche.

- **Problématique**

Quotidiennement, l'être humain effectue des activités physiques telles que la marche et la course. Durant ces activités, l'appareil locomoteur travaille contre la force de gravité terrestre et la masse corporelle est transmise au pied qui répond à deux impératifs: la stabilisation et la propulsion. Dans certains cas pathologiques, les anomalies structurelles du pied et de la cheville entraînent des déviations squelettiques des membres inférieurs. Le genou *varum* et le genou *valgum* sont quelques-unes des déviations les plus répandues. Outre l'aspect inesthétique de ces déviations, elles occasionnent des douleurs au niveau du genou voire même au niveau de tout l'appareil locomoteur. Ces douleurs sont dues à un déséquilibre de la répartition des charges au niveau des articulations. Bien que le port d'orthèses du pied soit connu pour mieux redistribuer les pressions plantaires, il est essentiel d'en estimer les effets biomécaniques au niveau de l'articulation du genou. Dans plusieurs cas, les orthèses sont prescrites par un personnel peu entraîné et peu qualifié. De surcroît, ces prescriptions d'orthèses ont rarement droit à des mesures de validations ou même à une analyse quantitative de la marche (Donatelli, 1990) à cause de la complexité de cette dernière et l'absence de méthodes de mesure fiables et appropriées. Il n'est donc pas

étonnant de constater à travers la revue de littérature que ce sujet est peu documenté (Eng et Pierrynowski, 1993).

- **Objectifs**

Le but ultime de ce travail consiste à vérifier si les orthèses plantaires ont un effet quantifiable sur le genou pendant la marche. Ce travail est basé sur la méthode générale de l'analyse tridimensionnelle de la cinématique du genou qui a été développée par Sati et ses collaborateurs du groupe de recherche en biomécanique et biomatériaux de l'École Polytechnique de Montréal en 1996. L'analyseur est initialement destiné à l'étude des ligaments artificiels du genou et utilise des techniques très modernes, telle l'imagerie médicale, certes appropriées pour ce champ d'application, mais que nous avons jugées, après examen, onéreuses et laborieuses pour l'usage que nous désirons faire de cet outil. Par conséquent, ce dernier doit être adapté pour l'application nouvelle qui consiste à l'étude des mouvements du genou lors de la marche. Pour ce faire, nous devons :

1. Sélectionner et programmer une méthode mathématique appropriée pour la description des mouvements du genou,
2. développer une nouvelle technique de calibrage,
3. valider les points 1 et 2,
4. enregistrer et analyser les cinématiques du genou pendant la marche d'un nombre donné de volontaires,
5. étudier l'effet des orthèses plantaires sur la biocinématique du genou chez des sujets souffrant de problèmes structuraux du genou tels que le *genu varum* à l'aide de la méthode développée.

● Structure du travail

Le chapitre 1 trace l'historique de la marche, introduit les articulations des membres inférieurs, fournit une étude succincte de la marche et présente quelques outils modernes d'investigation.

Le chapitre 2 présente quelques méthodes analytiques d'étude de la cinématique du genou. On y trouve le développement de la méthode de résolution du problème d'orientation articulaire la plus répandue mais aussi le plus controversée : l'interprétation gyroscopique des angles d'Euler mieux connue sous le nom de l'axe flottant. C'est celle-ci qui a été retenue pour la présente étude.

Le chapitre 3 détaille la méthodologie de ce travail et le matériel employé. Ainsi, dans un premier temps, nous présentons la méthode de calibrage adoptée. Ensuite, viennent les deux méthodes de validation du matériel à savoir la validation mathématique à l'aide du logiciel Matlab et la validation expérimentale réalisée à l'aide d'un simulateur mécanique du genou conçu et fabriqué dans le cadre de ce travail. Deux sortes d'analyse ont été ensuite entreprises à l'aide de l'analyseur développé et appelé GENI-GAIT : 1) analyse de la marche chez un groupe de sujets sains, 2) analyse de l'effet des orthèses plantaires chez un deuxième groupe de sujets souffrant de divers problèmes structurels au genou. Nous nous sommes intéressés particulièrement à l'effet de ces orthèses sur le genou *varum* puisque un nombre de plus en plus élevé de prescripteurs et de fabricants d'orthèses nationaux ou étrangers désirent comprendre et quantifier cet effet. Chez les personnes souffrant du genou *varum*, la biocinématique du genou dans le plan frontal a été évaluée à l'aide de GENI-GAIT et réévaluée à l'aide d'un système de marqueurs-caméras. Tous les résultats sont rassemblés dans le chapitre 4 puis commentés et discutés dans le chapitre 5.

À la lumière de nos résultats, la discussion générale présentée au chapitre 5 nous permettra d'évaluer la performance de GENI-GAIT et de comparer les résultats obtenus à ceux reportés dans la littérature, de dégager des informations quant aux effets des orthèses plantaires et contribuer, par le biais de données obtenues objectivement, à la compréhension du mécanisme de la marche.

Enfin, en ce qui concerne la terminologie biomécanique, le terme «biocinématique», employé pour la première fois par Woltring (1994), nous paraît plus approprié lorsque l'on parle des mouvements corporels et donc doit être substitué au terme «cinématique» utilisé au cours des 200 dernières années pour décrire les mouvements des corps inertes. Enfin, même si la rotule n'est pas considérée dans la présente étude, le terme «genou» plutôt que «articulation tibio-fémorale» sera utilisé à l'occasion pour des raisons de simplification.

CHAPITRE 1

Les articulations des membres inférieurs et la marche humaine

1.1 Historique de l'étude de la marche et des mouvements humains

La démarche humaine sous toutes ses formes a toujours occupé une première place dans les recherches en biomécanique. Elle a été décrite et analysée plus que n'importe quel autre mouvement (Li, 1992). Aristote (384-322 A.C) considéré comme le Père de la cinésiologie fut le premier à étudier la locomotion humaine. Parmi ses nombreuses études sur ce sujet, on trouve sa compréhension intuitive du rôle que les forces de réaction du sol jouent dans le processus de la progression (Cavanagh, 1990). Il anticipa ainsi de quelques 1900 ans la troisième loi de Newton! Entre l'apogée antique de la civilisation grecque et la renaissance européenne, l'histoire ne rapporte aucune étude sérieuse sur la locomotion.

«Il est impossible pour n'importe quelle mémoire de retenir tous les aspects et les changements des parties du corps humain»

C'est ainsi que Leonardo Da Vinci (1452-1519) a formulé la complexité des mouvements corporels et l'inadéquation de la mémoire et de l'œil humain pour les percevoir correctement. La biomécanique du mouvement que nous connaissons aujourd'hui a débuté au XVII^{ème} siècle grâce à Giovanni Borelli (1608-1679), un contemporain d'Isaac Newton, l'artisan des trois grandes lois de la mécanique. *De Motu*

Animalium (1685) est la plus grande œuvre de Borelli sur l'étude du mouvement sous toutes ses formes. Son approche dans l'étude de la locomotion chez l'animal et l'humain, quoiqu'un rappel des travaux d'Aristote, revêt un caractère mécanique plus élaboré. Il a aussi été le premier à décrire le centre de gravité pendant la locomotion, ce qui a une importance indéniable dans l'étude de la marche.

Dans la première moitié du XIX^{ème} siècle, les frères Wilhelm et Edward Weber initièrent l'étude scientifique moderne de la mécanique de la marche. Ils observèrent et mesurèrent les phases de la marche, l'inclinaison du tronc lors de ces phases, la relation entre la durée et la longueur du pas, etc... Ils publièrent en 1836 le plus détaillé et le plus long traité jamais produit jusqu'à lors et dont plusieurs faits scientifiques tiennent d'ailleurs encore aujourd'hui.

Deux siècles après les travaux de Borelli, Etienne Jules Marey (1830-1904), un physiologiste français dont quelques travaux furent commandités par l'office de guerre français de l'époque, découvre la chronophotographie qui va devenir la cinématographie. Ces nouveaux modes d'investigation l'ont amené à réaliser une étude approfondie du mouvement qui va inaugurer une voie nouvelle pour la recherche et paver le chemin aux études quantitatives ultérieures des vitesses, des accélérations et par conséquent de toutes les variables dynamiques. Depuis, il est devenu possible de fixer dans le temps et dans l'espace ce qui est essentiellement du mouvant. Marey publia en 1873 un livre intitulé «La Marche humaine» qui démontre à quel point il se rapproche de Borelli. Les travaux retentissant des Allemands Braune et Fischer ont été publiés en 1895 dans un livre intitulé *Der Gang des Menschen* (traduit en anglais en 1987 et disponible aux éditions Springer-Verlag sous le titre *Human Gait*). Ils doivent beaucoup aux travaux de Marey; leur procédure consistait à vêtir leurs marcheurs d'une combinaison noire sur laquelle étaient fixés de minces tubes réflecteurs de lumière du type Geisler qui indiquent la direction des segments du pied, de la jambe, de la cuisse, de bras, etc. Cette procédure durait 6 heures! Ils ont même utilisé des appareils

photographiques multiples afin d'obtenir les données tridimensionnelles sur le mouvement. Ils calculèrent les forces résultantes et les moments entre les différents segments du corps en utilisant les lois newtoniennes. Braune et Fisher se sont imposés comme les pionniers de l'application des principes des mathématiques modernes à l'étude de la locomotion (Cavanagh, 1990). Il ne faut donc pas s'étonner si la compréhension qu'ils eurent de la marche ainsi que la qualité des données qu'ils produisirent sont admirables, même jugées d'un point de vue moderne.

Étrangement, à l'époque moderne, ce ne sont pas les arts ni même l'engouement qu'ont connu les sports qui ont motivé la plupart des études menées dans les 100 dernières années, mais plutôt les ravages causés par les guerres de cette période. Par ailleurs, l'explosion technologique qu'a connu le XX^{ème} siècle a permis le passage définitif de l'observation de la marche à l'œil nu à l'utilisation d'appareils sophistiqués. Ainsi, les développements qu'ont connus les ordinateurs et les systèmes optoélectriques au cours des années 70 ont non seulement facilité l'étude de la marche mais aussi permis d'étudier les mouvements humains d'une manière spatiale.

La plupart des études de la marche menées jusqu'à présent ont été descriptives avec quelques tentatives de comparaison des marches pathologiques et normales. Cependant, très peu d'études se sont penchées sur l'évaluation de l'efficacité des traitements au niveau clinique. Schwartz et Heat (1947) étaient vraisemblablement les premiers à croire au support supplémentaire que peuvent apporter les données issues de l'analyse de la marche aux examens cliniques habituels. Cependant, l'analyse de la marche n'est pas suffisante pour déterminer l'origine des pathologies. Selon Brand (1981) les tests biomécaniques sont qualifiés d'outils d'évaluation et non de diagnostic. Les autres examens cliniques demeurent indispensables.

1.2 Les articulations du genou et de la cheville

Les os doivent une certaine amplitude de mouvement à la souplesse des tissus conjonctifs des articulations qui les relient. C'est au niveau des articulations que les mouvements du corps s'effectuent.

La structure d'une articulation détermine sa fonction. Habituellement, lorsque les os s'emboîtent près du point de contact, l'articulation est plus solide, mais le mouvement est restreint. En revanche, lorsque l'articulation permet un certain jeu, elle permet une grande liberté de mouvement. Dans ce cas, les risques de luxation sont plus élevés (Tortora, 1994). Le mouvement articulaire dépend également de plusieurs facteurs:

- la façon précise dont les os des articulations s'emboîtent,
- la souplesse des tissus qui relient les os,
- la position des ligaments, des muscles et des tendons.

Les articulations peuvent être regroupées en deux classifications: structurale, selon leurs caractéristiques anatomiques, et fonctionnelle, selon le type de mouvement qu'elles permettent.

1.2.1 L'articulation du genou

L'articulation du genou (tibio-fémorale) est la plus volumineuse de toutes mais aussi la plus vulnérable aux blessures en raison des tensions auxquelles elle est assujettie. Le «mauvais» emboîtement des os de cette articulation n'aide pas à prévenir les blessures. Le genou n'est renforcé que par les ligaments et les tendons (Figure 1.1).

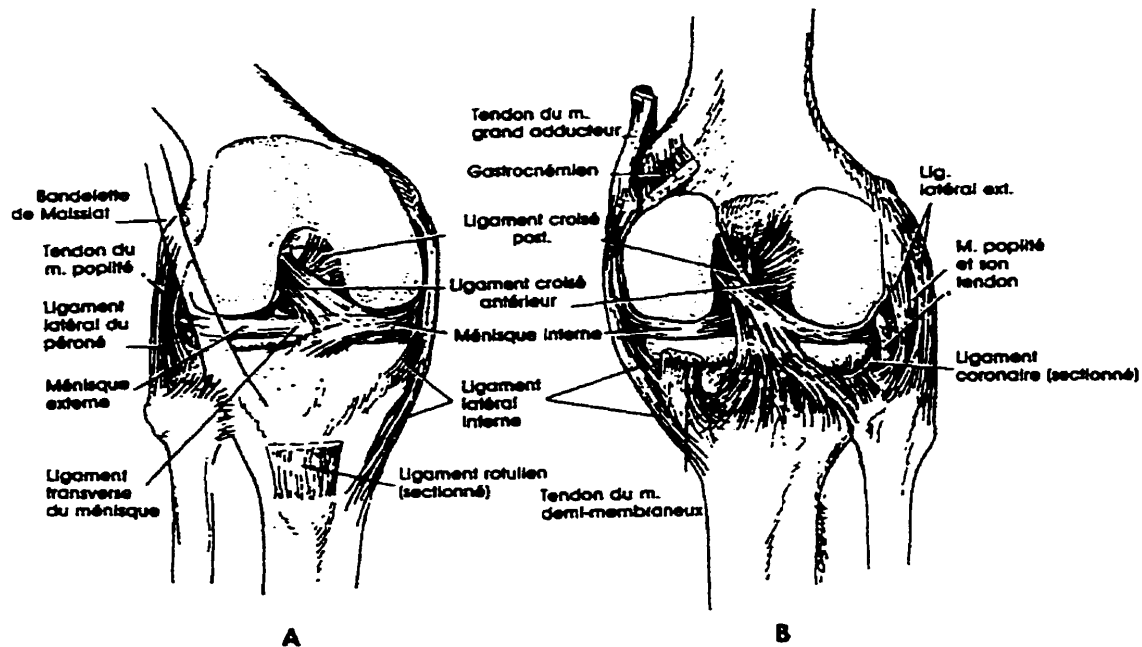


Figure 1.1 Représentation anatomique du genou. (A) vue antérieure, (B) vue postérieure (Source : O'Donoghue, 1984)

Le genou est composé de trois sous-articulations :

1. L'articulation intermédiaire fémoro-rotulienne, entre la rotule et la surface rotulienne du fémur,
2. l'articulation tibio-fémorale externe, entre le condyle fémoral latéral, le ménisque externe et le condyle latéral du tibia,
3. l'articulation tibio-fémorale interne, entre le condyle fémoral médial, le ménisque interne et le condyle médial du tibia. L'articulation fémoro-rotulienne est synoviale et plane (arthrodiale), tandis que les articulations tibio-fémorale interne et externe sont à charnière. Toutes les deux sont du type synovial à charnière. Les mouvements de l'articulation du genou sont: la flexion-extension, l'abduction-adduction et les rotations internes-externes en rotation (Figure 1.2). En translation, on distingue des glissements médiaux-latéraux, antéro-postérieurs et les glissements distaux et

proximaux. Hormis le mouvement de flexion-extension, tous les mouvements du genou sont de faibles amplitudes.

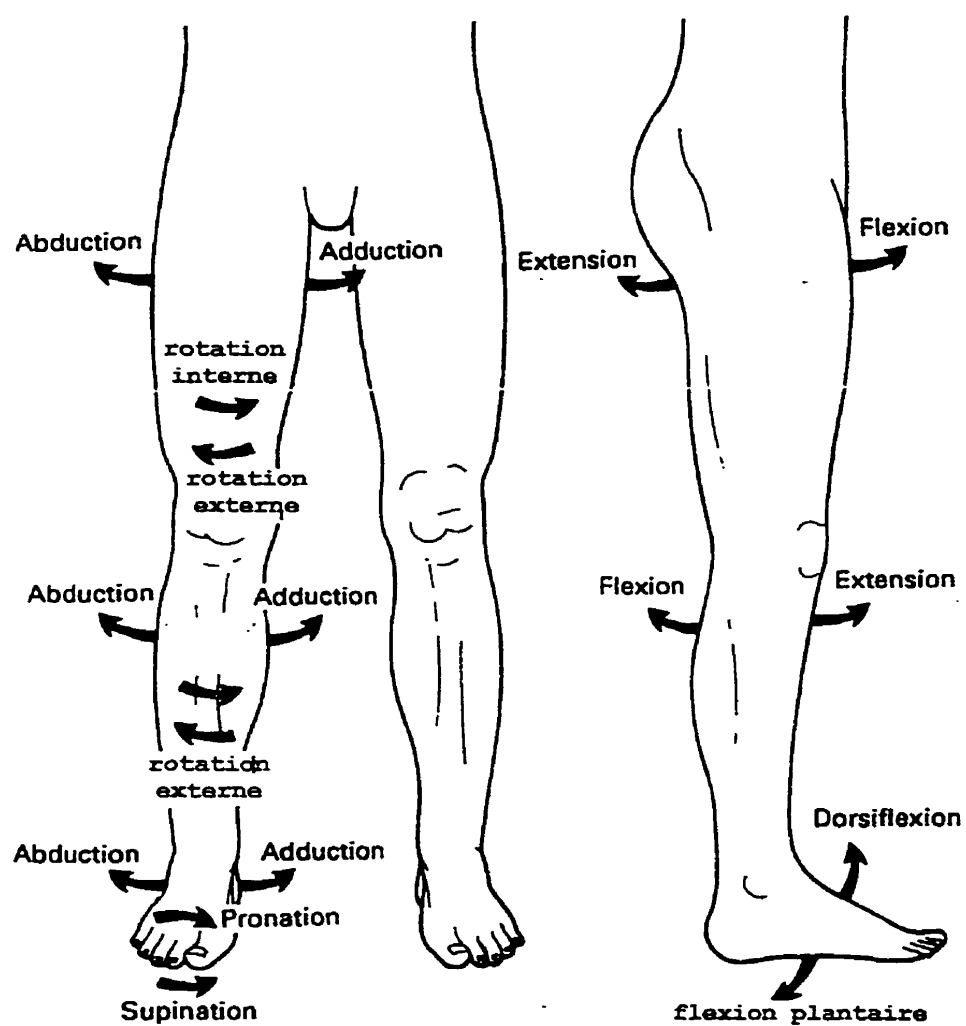


Figure 1.2 Nomenclature des mouvements articulaires des membres inférieurs
(Source : Whittle, 1991)

1.2.2 Le pied et la cheville

Le pied constitue, avec la cheville, l'articulation terminale de la chaîne cinématique du membre inférieur. Composé de 26 os courts, le pied est une somme d'originalités techniques répondant à deux impératifs:

- **la stabilisation** (fonction statique)
- **la propulsion** (fonction dynamique)

On divise le pied en trois régions:

1. **l'arrière-pied**: il est constitué par le talus et le calcaneum. Cette partie reçoit 60% du poids exercé sur le pied.
2. **Le pied médian**: il est constitué par l'os cuboïde et l'os naviculaire.
3. **L'avant-pied**: les cunéiformes, les métatarses et les phalanges sont les os qui forment cette partie du pied. Ces deux dernières parties supportent 40% du poids corporel.

Les os du pied sont disposés en deux voûtes qui permettent au pied de supporter le poids du corps, de répartir ce poids de façon optimale entre les tissus mous et durs et d'assurer un effet de levier pendant la marche. Les voûtes plantaires ne sont pas rigides. Elles s'affaissent quand un poids est appliqué et retrouvent leur forme lorsque celui-ci est retiré, ce qui les aide à absorber les chocs et restituer l'énergie emmagasinée pour appuyer le processus de propulsion pendant la locomotion.

L'appui au sol s'effectue sur deux zones:

- le triangle statique postérieur assure une posture bipodale ou monopodale avec appui préférentiel sur le bord externe et surélévation du bord interne

(arche interne) qui réalise, par juxtaposition des deux pieds, un système très stable en forme de coupole.

- Le triangle dynamique antérieur sert d'appui pour la propulsion, avec participation prédominante du premier rayon.

La cheville (l'articulation tibio-tarsienne) est formée par le tibia et le talus. Elle permet les mouvements dans le plan sagittal et représente l'unité articulaire entre le squelette de la jambe et celui du pied; c'est une trochléenne de type tenon-mortaise.

La place du talus dans l'anatomie et dans la mécanique du pied impose à la cheville trois devoirs difficiles à remplir : elle doit être solide, stable et doit permettre uniquement des mouvements dans le plan sagittal (flexion plantaire et dorsiflexion respectives de 40° et 20°.)

L'harmonie du mouvement au niveau de la cheville et du pied dépend de la coordination de sept articulations fonctionnelles (Figure 1.3):

- tibio-astragaliennne T.A
- sous-astragaliennne S.A
- médiotarsienne M.T
- tarso-métatarsienne T.M
- tarso-métatarsienne M.T.P
- interphalangienne proximale I.P.P
- interphalangienne distale I.P.D

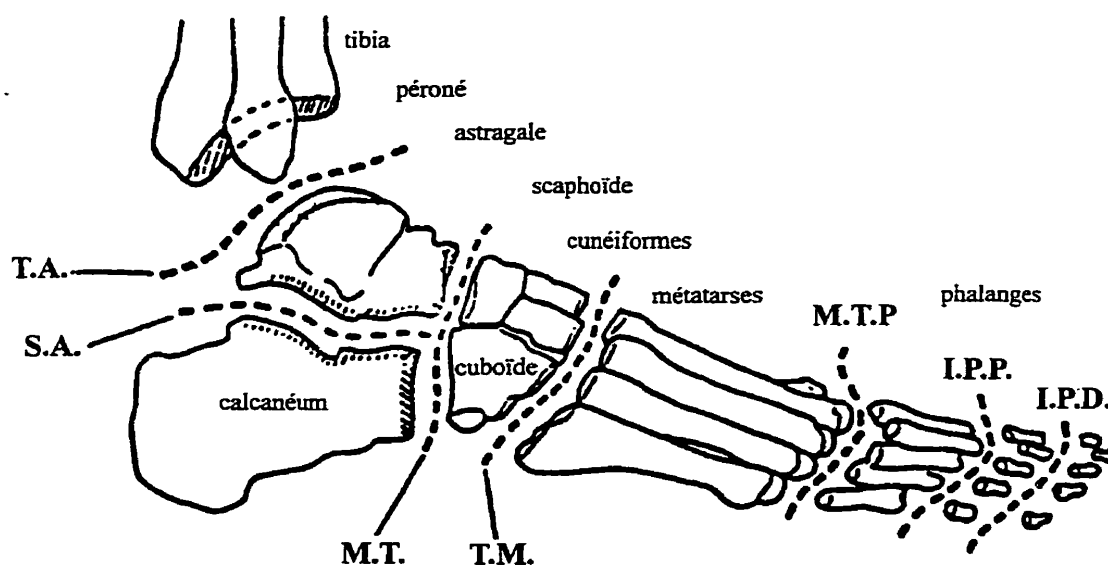


Figure 1.3 Les sept articulations fonctionnelles de la cheville et du pied

Les mouvements de base du pied sont: l'adduction-abduction, la pronation-supination et la flexion plantaire et dorsiflexion (Figure 1.2).

Le pied est extrêmement flexible. Cependant, il ne doit pas sa flexibilité uniquement à une articulation particulière mais plutôt à la contribution de tous les os du talon aux orteils (26 os). Le pied est la base physique du corps humain dont il est également la seule interface avec le sol pendant de longues heures de la journée. Cet emplacement du pied et l'interdépendance de ses composantes le rend vulnérable. En effet, bon nombre de ses altérations entraînent un désordre de la marche. Par exemple, le marcheur qui souffre de la douleur au pied ou à la cheville au moment de l'appui, utilise l'impulsion dynamique du membre controlatéral pour éviter de placer tout le poids corporel sur le côté qui souffre. De plus, la durée de support unilatéral durera plus longtemps du côté sain que du côté malade.

1.3 Les désaxations du genou dans le plan frontal

Genu varum et *genu valgum* (Figure 1.4) sont des déviations squelettiques du genou, se traduisant respectivement par une adduction et une abduction supérieure à la normale physiologique. Ces désaxations frontales exagérées de la charpente osseuse n'entraînent pas seulement des problèmes d'ordre esthétique mais elles peuvent aussi induire des douleurs articulaires au niveau du genou à cause de l'usure prématurée (Eng et Pierrynowski, 1993) qui condamne le genou au développement de l'ostéoarthrite (Deluzio, 1993). «Le varus surcharge le compartiment interne du genou alors que l'articulation sous-astragaliennne adopte une position compensatoire en pronation, accompagnée d'une surcharge du bord externe du pied. De même, le valgus surcharge le bord interne du pied qui tend au pied plat valgus. Il est à noter cependant que le valgus est en général mieux toléré que le varus» (Baumgarther et Ochsner, 1995).

Il existe deux sortes de traitement de ces désaxations au niveau du genou : les traitements médicaux et les traitements chirurgicaux. On n'a recourt à ces derniers que lorsque la correction médicale spontanée ne peut être espérée. Les traitements chirurgicaux ne seront pas abordés puisqu'ils dépassent le cadre de ce travail. Parmi les traitements médicaux on trouve les orthèses et attelles de nuit, le plâtre de correction, la modification de chaussures et les orthèses plantaires.

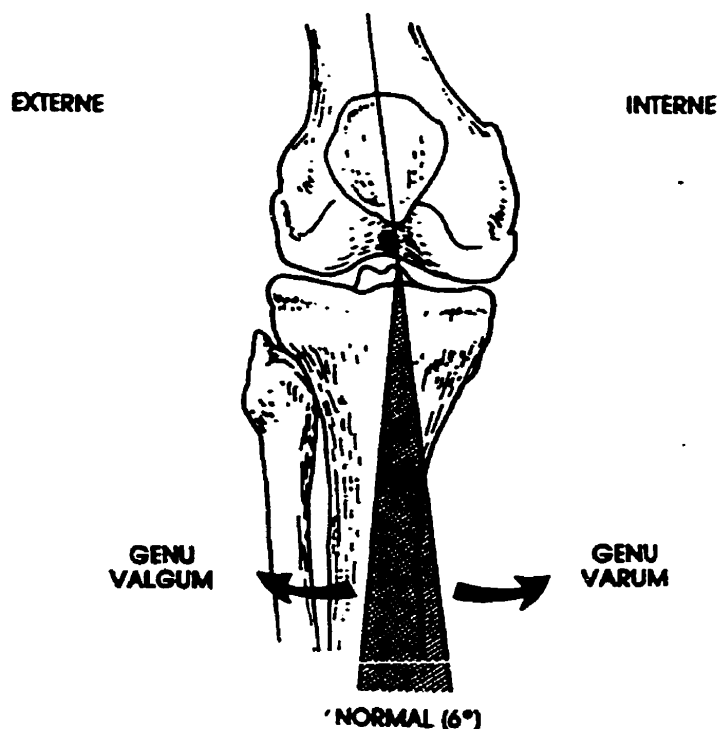


Figure 1.4 Angle diaphysaire fémoro-tibial normal.

1.4 Les orthèses plantaires

D'après le chapitre 7 du titre 4 modifié par le journal officiel français du 15 septembre 1979, l'orthèse plantaire est définie comme suit :

«Une fourniture orthopédique amovible destinée à être placée dans une chaussure de série, réalisée sur mesure à partir de matériaux non traumatisants et non allergisants par des professionnels agréés. Leur but est de corriger la statique du pied, d'isoler les appuis douloureux, de compenser les lésions fixées et de corriger tous les déséquilibres statiques et dynamiques du sujet avec trouble morphologique ou pathologique du pied.»

Bien que le port d'orthèses soit réputé pour mieux redistribuer les pressions plantaires et corriger les axes du pied, leurs effets sur le redressement des axes du genou et le soulagement des douleurs au niveau de l'appareil locomoteur demeurent peu connus et peu documentés. En revanche, d'après Bates (1978) et Heifitz (1979), les anomalies de la mécanique du pied qui se manifestent pendant la phase d'appui de la marche et de la course pourraient altérer l'alignement des membres inférieurs et prédisposer la personne concernée au syndrome de l'usure prématurée non seulement au niveau du pied et de la cheville mais aussi au niveau du genou.

Les orthèses du pied peuvent être regroupées en 3 grandes catégories : les orthèses temporaires, semi-rigides et rigides (Eng et Pierrynowski, 1993). Les matériaux qui servent à la confection de ces orthèses sont très variés. On trouve du cuir naturel, différentes variétés de lièges, des mousses latex, plastazote, bois-cuir, plexidur. Des matériaux plus modernes sont aussi utilisés tels le silicone à prise lente, la mousse de polyuréthane injectée et des polymères à mémoire de forme.

Les orthèses peuvent être confectionnées à l'aide de procédés artisanaux en superposant ou en mettant bout à bout des morceaux de matériaux homogènes ou variés. Une bande pronatrice compense un *genu varum* et le coin supinateur postérieur compense un *genu valgum* (Bonnoit, 1989). Le thermoformage est un autre procédé qui permet de fabriquer des semelles à partir des empreintes reproduites sur des mousses ou du plâtre. De nos jours, on assiste à l'introduction d'appareils informatisés dans le domaine des orthèses plantaires. Ainsi, pour confectionner ces orthèses, les empreintes tridimensionnelles du pied sont reproduites dans un ordinateur à l'aide de caméras (Néogenix, Québec) ou de capteurs de pression (Expert-feet d'Ergorecherche, Montréal et Foot-Fax de Amfit, E.U) pour être taillées ensuite dans des blocs de matériaux à l'aide de fraiseuses à commandes numériques (C.N.C).

1.5 Concept de l'équilibre et de la marche humaine

Le corps humain est une merveille d'équilibre : se tenir debout sur deux jambes est un grand défi lancé à la loi de la gravité. Le mécanisme de la mise en station érigée et son maintien est très complexe, d'autant plus complexe que cette posture est bipodale. Comme un pendule inversé, le corps humain oscille librement autour d'un pivot situé dans les chevilles. Cette admirable mécanique est gérée par le système nerveux. Pour que la personne garde un équilibre dit statique, il faut que la projection du centre de gravité corporel s'inscrive dans les limites de la base de sustentation. Cet équilibre peut être obtenu soit en appui unilatéral, soit en appui double. Dans le cas de l'appui unilatéral, l'équilibre est très précaire puisque les possibilités de déplacement latéral de la ligne gravitaire sont considérablement réduites. Ces possibilités se résument à la largeur du pied. Par ailleurs, vu que le corps humain n'est pas inerte, le centre de gravité peut changer à tout moment, voire même quitter son siège théorique. Dans certains cas extrêmes, il peut devenir extra-corporel.

Par ailleurs, l'humain, comme les autres espèces du règne animal, est naturellement appelé à se déplacer. Pour y parvenir, il met à contribution tout son corps car la marche est une activité d'élaboration complexe. Celle-ci met en jeu de nombreuses activités musculaires qui agissent sur les leviers osseux en les mobilisant, stabilisent les segments et modèrent les chocs de la frappe du talon et du contact du pied au sol en les amortissant. Par son mode de locomotion bipède, l'homme situe son mécanisme de chaîne cinématique au plus haut niveau de sophistication : 29 degrés de liberté et 48 muscles pour chaque membre inférieur (Plas *et al.*, 1983).

Qu'il s'agisse de la course ou de la marche, l'équilibre doit être, une fois de plus, maintenu par le biais du système nerveux, notamment par le système postural fin. Il s'agit ici d'un équilibre cinématique. Au cours de la marche, l'équilibration est la juste balance entre les forces qui s'opposent au cours d'une attitude. Pour cela, les muscles

provoquent, freinent et assurent l'exécution des mouvements prévus et imprévus de la vie courante. Il est important de distinguer entre ces deux modes de locomotion : la marche et la course. À l'encontre de la course, la marche est un mode de locomotion au cours duquel le corps ne quitte jamais le sol. Nous allons mener maintenant une étude succincte de la marche.

1.6 Les quatre temps de la marche

Deux conditions sont nécessaires pour que la marche bipède se produise et ce même en présence de pathologies (Inman *et al.*, 1981):

1. Mouvement périodique des pieds d'une position d'appui à l'autre.
2. Force de réaction du sol suffisante appliquée au pied pour supporter le corps.

La périodicité de la marche peut être approximée par le modèle mécanique d'étude illustré à la figure 1.5-B (page 22). Le moyeu de la roue représente le centre de gravité humain et ses rayons représentent schématiquement les membres inférieurs. En réduisant le nombre de rayons possible d'un membre inférieur nous obtiendrons le modèle d'étude des mécanismes mis en jeu dans la marche humaine. Le centre de gravité du corps se déplaçant suivant un compromis entre la méthode du poser-lever et celle de la roue unique.

Étant donné que la durée est une notion fondamentale en biomécanique, la division percentile de la marche est importante pour normaliser les cycles de la marche et les étudier. La marche bipède a deux phases principales (Figure 1.5-A, (page 22)):

- Phase d'appui (60 %) qui comprend:

1. Le taligrade ou frappe du talon.

2. Le plantigrade quand le pied repose sur toute sa longueur.
3. Mi-appui (en appui monopodal).
4. Le décollement du talon.
5. Le digitigrade ou poussée des orteils.

- Phase de lévitation (40 %) qui comprend:

6. L'accélération qui débute avec le décollage du pied qui suit le digitigrade
7. La mi-oscillation
8. La décélération- réception qui ralentit l'élan pour préparer le taligrade.

Les huit événements du pas peuvent être inclus dans quatre temps qui se succèdent. Ces derniers sont illustrés à la figure 1.5-A et décrits dans les sections 1.6.1 à 1.6.4

1.6.1 Double appui postérieur d'élan

Pendant le temps du double appui postérieur d'élan, les deux membres sont écartés à la façon des branches d'un compas comprenant une branche avant et une branche arrière. Le membre arrière est responsable de la propulsion (moteur) et est aussi le membre dynamique qui assure la progression et l'élan. Au moment de la poussée en avant, le genou se plie alors que la cheville s'élève.

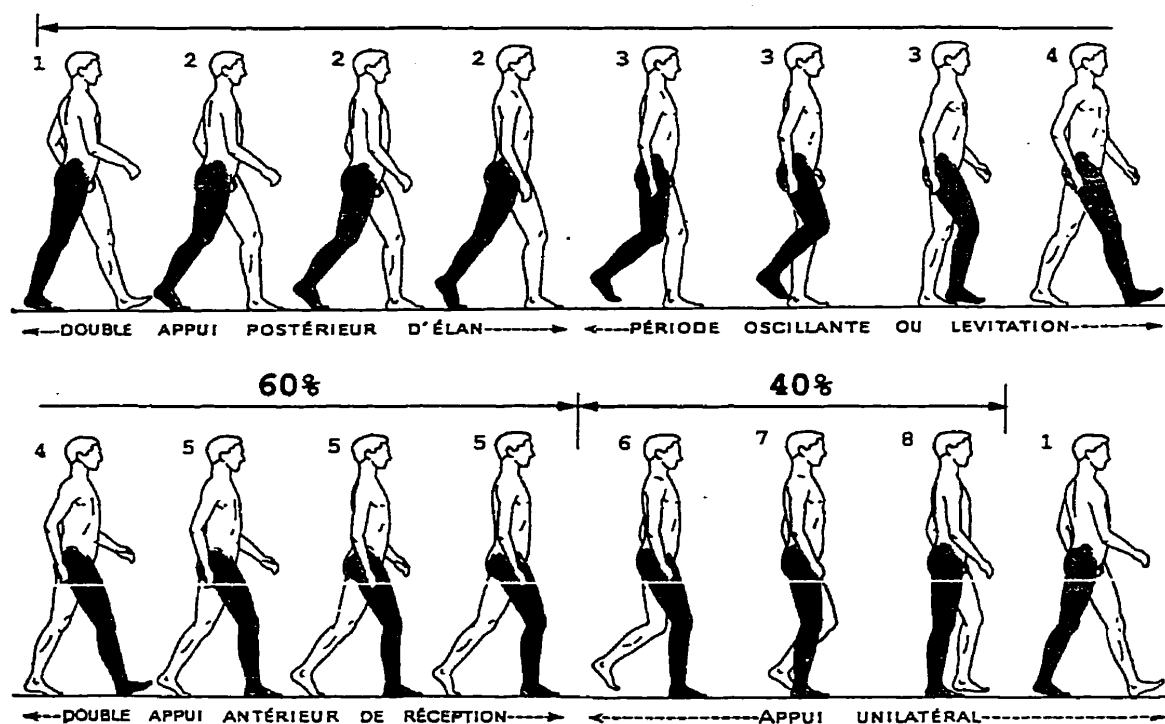
1.6.2 Période oscillatoire

Au cours de cette période, le membre s'est détaché du sol à la fin du double appui postérieur d'élan, le genou s'est fléchi, le membre inférieur atteint son maximum de longueur et le pied s'est relevé en dorsiflexion. Ainsi détaché du sol, le pied pourrait passer à l'avant par simple mouvement pendulaire. Pendant ce temps, le poids du corps

du marcheur est entièrement supporté par le membre inférieur opposé dont la semelle plantaire devient l'unique base de sustentation du corps. Pendant ce processus, le muscle antérieur de la jambe se contracte progressivement en occasionnant la dorsiflexion du pied pour le préparer pour la frappe de talon au début du double appui antérieur de réception.

Pendant la phase de l'oscillation, la jambe oscille-t-elle vraiment dans un mouvement purement pendulaire au cours duquel les muscles n'ont pas d'action sur ce mouvement? Cette hypothèse sur la notion du mouvement balistique de la jambe fut formulée par les frères Webers (1836). Braune et Fisher ont affirmé que le mouvement de la jambe pendant la marche ne peut pas être produit seulement par l'effet de la gravité, une contraction musculaire active est indispensable (Fenn, 1930). En 1950, Breslter et Frankel ont contesté et rejeté la théorie des Webers. Par ailleurs, des études récentes de l'électromyogramme (EMG) révèlent un bas niveau de l'activité musculaire de la jambe pendant la phase de lévitation (Piazza et Delp, 1996).

A)



B)

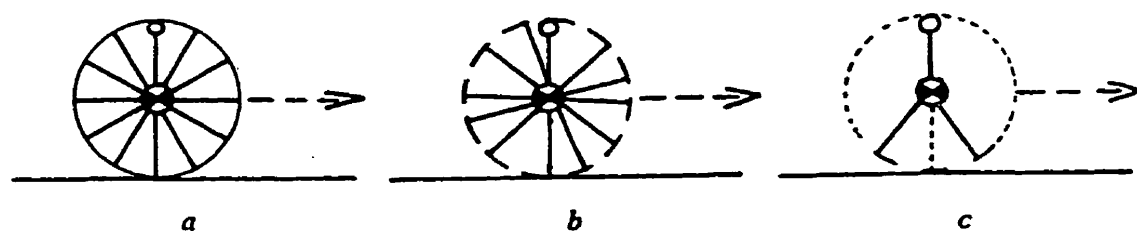


Figure 1.5 A) Les quatre temps de la marche; ignorer la jambe ombragée (Source : Ducroquet, 1965). B) Modèle mécanique d'étude de la locomotion bipède (Source : Plas *et al.*, 1983)

1.6.3 Double appui antérieur de réception

Le membre ayant croisé et exécuté son pas d'arrière en avant au cours de la période d'oscillation va se retrouver en double appui antérieur de réception-freinage. Le pied décélère l'élan du corps et amortit les chocs tout en le régularisant dans le plan sagittal et dans les plans frontal et horizontal. La réception débute avec la frappe du talon. À ce moment, le centre de gravité est à sa limite inférieure (Plas, 1983). Le talus, en varus d'élan, doit absorber les chocs pendant que l'avant-pied est en supination et la cheville en position neutre. Le talon martèle le sol avec une impulsion équivalente à 2 fois le poids du corps en $4/100^{\text{e}}$ de seconde. La sollicitation est donc brutale. Au moment de la frappe du talon, le genou est en extension complète (plus la marche est rapide, plus le degré de flexion résiduelle au dernier instant est important, (Bleau, 1995)). Ensuite, le reste du pied se rabat sur la région de l'avant-pied avec une légère supination qui se rétablit aussitôt. Ce rabattement du pied ne se fait pas d'une façon passive comme si l'action de la pesanteur s'exerçait sur le bras de levier calcanéen, mais plutôt d'une façon harmonisée grâce au jambier antérieur et aux péroniers antérieurs et latéraux (Ducroquet, 1965). Dans une dernière phase de rabattement du pied, l'arche externe se pose sur le sol en supportant une partie du poids corporel. À ce moment précis, le pied s'est placé à plat sur toute sa longueur.

Dans le plan sagittal et pendant le double appui postérieur d'élan, l'obliquité de la jambe en fin de période d'élan est de 30° environ. L'extension du pied est conjuguée et de même amplitude. Cependant, durant le double appui antérieur de réception, le rabattement du pied n'est plus synergique de l'inclinaison de la jambe. Ducroquet a spéculé que le rabattement de 30° est total alors que la jambe, oblique de 15° , n'a corrigé son inclinaison que de moitié. La vitesse de rabattement est donc le double de celle de la verticalisation de la jambe.

Par ailleurs, au moment de la frappe du talon, le genou est en extension complète; il se fléchit immédiatement de 15 à 20° selon les sujets sitôt le pied posé à plat sur le sol (Plas et al. 1983). Utilisant un goniomètre électronique, Rainaut et Lotteau (1974) ont insisté sur le fait que le genou n'atteint jamais l'extension complète au cours de la marche puisque ceci évite le verrouillage en rotation qui prend place au cours des derniers degrés d'extension du genou. D'après les travaux récents de Lafortune et al. (1990) qui ont utilisé des marqueurs montés sur pinnes intracorticales, on constate paradoxalement à ce qui est affirmé par Rainaut et Lotteau que le genou s'étend presque complètement deux fois pendant la marche. Trois raisons pourraient justifier les contradictions entre ces deux recherches : 1) une raison inhérente à l'appareil exosquelettique qu'est le goniomètre. Ce dernier est susceptible de bouger pendant la marche induisant alors des imprécisions de mesures. 2) de par son mode de fixation sur le genou, le goniomètre gêne le mouvement de ce dernier plus particulièrement son extension complète et 3) le choix de repères anatomiques pour calculer les angles.

1.6.4 Appui unilatéral

En passant de la période du double appui d'élan lors duquel il partage sa responsabilité avec le membre opposé et de la période oscillante pendant laquelle il est «pendulaire», le membre inférieur se trouvant en appui unilatéral maintient un triple rôle. Il soutient le corps en équilibre dans les trois plans et assure la progression dans le plan sagittal. Dans ce plan, la jambe atteint très vite la verticale dès le début de l'appui unilatéral, alors que la cuisse est encore en flexion, le segment crural restant oblique en avant et en bas. Ensuite, la cuisse se redresse et tout le membre s'incline en avant. C'est un peu avant l'extension complète du genou que le centre de gravité qui se trouve à sa position culminante croise la tibiotarsienne.

Pendant la phase monopodale de la marche, la longueur maximale du membre inférieur, atteinte au cours de la phase précédente, serait désavantageuse, car elle soumettrait le centre de gravité à une accélération verticale trop importante. C'est pour cette raison que le genou se trouve légèrement fléchi (Plas *et al.*, 1983). Par ailleurs, la mise en charge pendant l'appui unilatéral est progressive. Le pied supporte le poids du corps et il se produit une poussée valgissante.

1.7 Le centre de gravité pendant la marche

«La notion de centre de gravité corporel n'est pas comparable à celle d'un corps inerte. La mobilité continue trouble les calculs. Le centre de gravité dans la position debout et statique se trouve légèrement en avant de la 2^{ème} vertèbre sacrée. Pour obtenir une marche économique, le déplacement de ce centre de gravité dans le plan sagittal et dans le plan frontal doit être symétrique, la trajectoire étant une sinusoïde aplatie de ± 50 mm d'amplitude» (Plas *et al.*, 1983). Pendant la marche, le bassin, le genou, la cheville et le pied se comportent d'une manière optimale pour maintenir le centre de gravité dans son siège théorique normale et lui assurer une progression douce. En effet, afin de conserver l'équilibre, il est nécessaire de porter l'axe de gravité sur un pied puis sur l'autre. Par conséquent, dans le déplacement latéral du bassin pendant la marche, le valgum physiologique qui porte le fémur en dedans joue un rôle important en réduisant la distance que doit parcourir le centre de gravité avant de se trouver au dessus du centre du talon porteur. Dès que la pathologie ostéoarticulaire ou musculaire fait sortir le centre de gravité de ses limites, la dépense d'énergie est accrue.

1.8 La dépense énergétique pendant la marche

Plas et ses collaborateurs (1983) décrivent bien le phénomène de la dépense d'énergie dans leur monographie. Nous nous permettrons d'en citer *in extenso* le prochain paragraphe.

«Il est utile de considérer que chacun des pas que nous faisons n'est pas détaché de toute connexion avec le pas précédent et le pas qui va suivre; au contraire, le marcheur utilise, à chaque pas, l'énergie déjà emmagasinée auparavant, dissipant celle-ci et l'utilisant pour en recréer une certaine somme qui, elle, sera dépensée lors du pas suivant. Ce concept de la conservation-réutilisation de l'énergie est essentiel si l'on désire comprendre pourquoi la marche, dans des conditions normales, nous fatigue si peu. Au contraire, si nous montons un escalier ou une pente, chaque pas devient indépendant du précédent et nécessite sa propre énergie. C'est pour cette raison que nous fatiguons beaucoup plus. Enfin, lors de la descente d'une pente ou d'un escalier, l'énergie accumulée est supérieure à la normale et la marche devient très aisée; mais si la déclivité augmente, il nous devient nécessaire de freiner et donc d'utiliser intensément notre musculature, cette fois pour éviter une accélération trop importante. La «récupération» d'énergie est non seulement dynamique mais aussi élastique; muscles et tendons se laissent allonger, puis ont tendance à tirer le segment du squelette vers eux. La marche rapide n'est pas forcément plus pénible que la marche à cadence aisée, pour la même distance».

1.9 Le pas et ses valeurs

Le pas représente deux appuis successifs du même pied lors de la marche. L'étude des empreintes plantaires permet d'en définir les caractéristiques : longueurs, largeur, angle et durée (Figure 1.6).

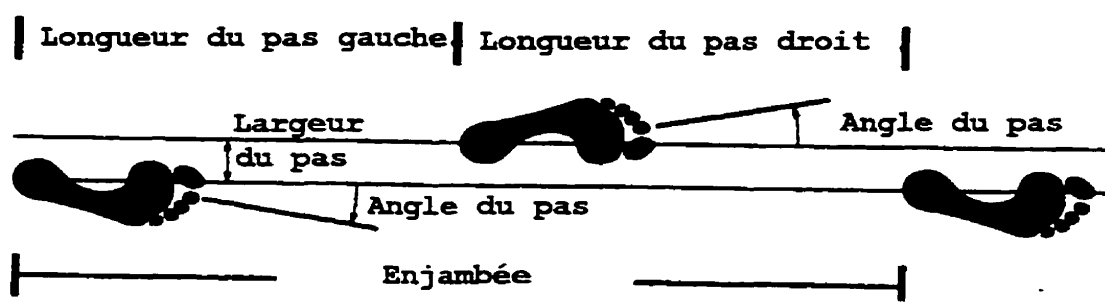


Figure 1.6 Les valeurs du pas.

1.9.1 Longueur du pas

C'est la distance qui sépare les deux appuis successifs. On la mesure de talon à talon. La longueur du pas dépend avant tout de la dimension des leviers osseux. On peut, en effet, projeter au sol les différents éléments constitutifs des pas antérieurs et postérieurs : bassin en oblique, fémur, tibia, pied; il est bien évident qu'à égalité de déploiement articulaire, les sujets munis de longs leviers pourront augmenter considérablement la longueur du pas.

Ainsi, «un sujet évoluant au milieu d'individus de sa taille ou de taille différente verra sa démarche subir des transformations faciles à comprendre. Un sujet de haute taille utilise essentiellement la flexion et l'extension des hanches, et se sert peu du pas pelvien

dans la vie courante, même si son allure s'accélère; le pas pelvien au contraire sera constamment utilisé par le sujet de petite taille» (Ducroquet, 1965). D'après Cavanagh (1990), il n'existe pas de corrélation convaincante entre l'anthropométrie et la longueur du pas.

1.9.2 Durée du pas

Elle varie suivant le temps qui sépare les portées au sol. En fait, si on prend la période oscillante entre le dernier contact en arrière et le premier contact en avant, cette durée est égale à la période oscillante ou, ce qui revient au même, à l'appui unilatéral opposé. Ce temps est double de celui du double appui. En accélérant la cadence, les deux temps s'élargissent.

1.9.3 Vitesse

Elle est le produit de la longueur du pas par leur nombre, en un temps déterminé. Dans la plupart des cas, la longueur du pas augmente avec la cadence mais, on peut voir des cadences rapides avec pas très courts.

1.9.4 Largeur du pas

Elle se mesure en prenant la distance du talon à la ligne de progression. Sa moyenne est de 6 cm chez le sujet normal en terrain plat. L'élan latéral aura donc à faire réaliser à chaque pas un transfert de droite à gauche et de gauche à droite de 12 cm au centre de gravité pour que celui-ci devienne portant alternativement. Selon que le sujet rapproche ou éloigne le pied portant de la ligne de progression, les oscillations du centre de gravité

augmentent ou diminuent. Le sujet peut aussi croiser la ligne de progression et amener le pied portant sur cette ligne ou en dedans de cette ligne.

1.9.5 Angle du pas

Il s'agit de l'angle que forme le pied avec la ligne de progression. Il est normalement de 15°. Les axes du col fémoral, du transcondylien et du tibio-tarsien ne se projettent pas l'un sur l'autre en transverse franche et absolue (en perpendiculaire à la ligne de progression). Seul l'axe transcondylien se trouve dans ces conditions, le genou n'ayant que les possibilités de flexion/extension. Au-dessus du genou, la torsion fémorale aboutit à l'antéversion du col.

1.10 L'étude de la cinématique du genou lors de locomotion

Étant donnée l'articulation intermédiaire du membre inférieur, le genou joue un rôle important dans la locomotion. Il a été constaté que le genou joue un rôle primordial dans l'absorption des charges dynamiques résultantes des chocs produits au niveau des os du pied lors de la marche (Jans *et al.*, 1988). Les études modernes de la dynamique du genou ont commencé pendant les années 50 avec Bresler et Frankel (Chao et Rim, 1973). Ils ont utilisé l'approche de la dynamique inverse dans le but de calculer, entre autre, les forces réactives nettes et les moments au niveau du genou pendant la marche. Plusieurs auteurs (Cappozzo *et al.*, 1975; Andriacchi *et al.*, 1980; Kadaba *et al.*, 1987, 1989; Winter, 1991) ont emprunté cette approche lors des études plus récentes.

Les patrons cinématiques réels du genou dépendent de la combinaison de ses caractéristiques passives du mouvement et des charges externes (Blankevoort *et al.* 1988). Les premières sont déterminées par les contraintes ligamentaires et osseuses tandis que les secondes dépendent des activités musculaires et des forces externes

telles que la force de gravité, les résistances de l'air (marche et course) et de l'eau (nage), la réaction du sol, etc. Plusieurs chercheurs ont abordé les mouvements du genou lors de diverses activités telles que la marche et la course (Chao *et al.*, 1983). En effet, des activités différentes produisent des mouvements différents (Lafortune, 1984).

1.11 Techniques d'investigation modernes

«Tout mouvement est le produit de deux facteurs : le temps et l'espace; connaître le mouvement d'un corps c'est connaître des positions qu'il a occupées dans l'espace à une série d'instants successifs». C'est ainsi que E. J. Marey a introduit en 1878 son étude de la *Méthode Graphique dans les Sciences Expérimentales* dans laquelle il a utilisé pour la première fois la photographie afin d'étudier la locomotion chez l'humain. Depuis une trentaine d'année, le nombre d'études consacrées à l'étude de la marche et du genou a monté en flèche. Cela s'explique en grande partie par le développement vertigineux qu'a connu la technologie. Cependant, la majorité des techniques d'évaluation des problèmes associés aux perturbations du système musculosquelettique n'a jamais reçu une acceptation clinique, ne fut-ce que limitée (Brand, 1981). Selon ce dernier (1992), une technique d'évaluation est utile au niveau clinique si et seulement si:

1. Elle est précise, reproductible (Gary, 1980) et n'altère pas les fonctions mesurées.
2. Ses mesures sont stables dans le temps et indépendantes de l'état général du patient (humeur, motivation, douleur etc.).
3. Ses paramètres permettent de distinguer ce qui est pathologique de ce qui est normal.
4. Elle ne nécessite pas de compétences supplémentaires à celles que possèdent déjà les utilisateurs auxquels elle est destinée.
5. Le format des données produites est compatible avec les concepts cliniques.
6. Elle est économique.

Ces 6 points auxquels doit s'ajouter l'aspect ergonomique, composante essentielle et indispensable dans tout équipement moderne, doivent constituer les lignes directrices dans le développement de n'importe quel analyseur de la marche.

Pour que les données cinématiques soient fiables, il faut aussi que l'analyse de la marche soit menée dans des conditions normalisées. La vitesse de la marche doit être scrupuleusement contrôlée car des études ont démontré qu'elle influence notamment les magnitudes cinématiques et cinétiques (Crowninshield, 1978).

Les variables cinématiques peuvent être obtenues par des mesures indirectes (techniques optiques) ou par des techniques de mesures directes (accéléromètres et électrogoniomètres). Les systèmes impliqués permettent d'obtenir des données bidimensionnelles ou tridimensionnelles. Ces dernières traduisent mieux le comportement cinématique des articulations corporelles; c'est pour cela que les laboratoires de mouvement modernes en sont souvent muni. Les techniques à trois dimensions requièrent souvent du matériel supplémentaire, des procédures d'étalonnage fastidieuses et une analyse complexe pour obtenir les grandeurs des paramètres mesurés.

- **Techniques optiques**

Les systèmes optiques peuvent être classés en deux branches importantes : les systèmes traditionnels (cinématographie et exposition multiples) et les systèmes modernes (optoélectrique et télévision). Les systèmes de télévision disponibles dans la plupart des laboratoires de mouvement furent introduits par Winter *et al.* (1972). Les techniques optiques utilisent des marqueurs passifs (ruban adhésif phosphorescent) ou actifs (LEDs, 'Light Emitting Diodes') pour représenter les segments considérés.

Parmi les inconvénients que présentent les techniques optiques, on trouve le problème de ‘*shadowing*’ qui survient quand un ou plusieurs marqueurs disparaissent du champ de vision des caméras. Les capteurs électromagnétiques tels *Flock of Birds* (Burlington Vermont) et *3SPACE Isotrak* (Colchester Vermont) peuvent pallier ce problème pour peu que le milieu d’expérimentation soit exempt de parasites électromagnétiques.

- **Mesures indirectes**

Parmi ces techniques, on dénote principalement les accéléromètres et les électrogoniomètres.

- **Accéléromètres**

Les accéléromètres multiaxiaux peuvent être utilisés pour mesurer directement les accélérations linéaires et angulaires. Les déplacements et les vitesses peuvent être obtenus par des méthodes d’intégration numérique, lesquelles sont préférables aux méthodes de différentiation numérique telles qu’utilisées par les techniques optiques (Sicard et Gagnon, 1982).

- **Electrogoniomètres**

Cette technique fut grandement utilisée au niveau du membre inférieur (Johnston et Smidt, 1969; Lamoreux, 1971; Chao, 1975, 1980) et au niveau de l’articulation du coude (Chao, 1980). Sa première utilisation dans la marche remonte à 1959 par Karpovich. Bien que les potentiomètres soient les capteurs principalement utilisés pour mesurer les angles, des techniques basées sur les principes du magnétisme, plus précisément les capteurs à effet de Hall, furent employées par des auteurs tels Weinhover (1993) et Kolen (1993). Par ailleurs, l’usage d’électrogoniomètres peut

altérer la performance du sujet examiné. On peut aussi souligner le problème relatif à l'alignement de l'axe de l'électrogoniomètre avec celui de l'articulation. Ce problème est connu dans la littérature anglaise sous le nom de «*cross-talk*» que nous aborderons plus tard dans ce document.

Le problème majeur auquel on est confronté lors des mesures *in vivo* précises des mouvements articulaires est la présence des masses molles qui séparent les marqueurs, ou tout autre appareil de fixation exosquelettique et les os dont on désire étudier le mouvement. En effet, la limitation des méthodes de mesures actuelles se situe à ce niveau et non pas au niveau technique puisque ces instruments modernes admettent des résolutions nominales élevées et sont très précis.

Se doter d'équipements de mesure sophistiqués ne peut pas garantir l'accès complet à des données satisfaisantes du point de vue clinique. Par exemple, quand les techniques optiques sont employées, l'utilisateur ne dispose que de coordonnées cartésiennes des marqueurs fixés sur les différents chaînons corporels. Des calculs supplémentaires sont nécessaires pour traduire ces coordonnées en paramètres plus descriptifs des mouvements articulaires et en des termes compatibles avec l'interprétation clinique. Nous présenterons dans le prochain chapitre quelques méthodes analytiques de la description de ces mouvements articulaires et en nous proposons des critères permettant un choix approprié.

CHAPITRE 2

Revue des méthodes analytiques de la description des mouvements du genou : angles d'Euler et axe flottant

La cinématique, c'est à dire la géométrie du mouvement, est la branche de la dynamique qui s'intéresse à la description des mouvements des corps sans égard aux forces qui les génèrent ou celles qui en résultent. Trois choix s'imposent chaque fois qu'il s'agit de quantifier la cinématique des articulations anatomiques, notamment l'articulation tibio-fémorale (ATF). Le premier choix concerne le type du modèle de la cinématique à employer afin de représenter l'articulation. Le second choix s'impose au niveau de la sélection de la technologie qui servira à traquer le mouvement (section 1.5). Le dernier choix concerne la méthode mathématique utilisée pour décrire quantitativement et qualitativement le mouvement; ce chapitre y est d'ailleurs dédié. Quelle que soit la méthode adoptée, deux problèmes doivent être résolus : le problème de la position relative (*Joint location-translation JLT*) et le problème de la rotation relative (*Joint orientation-rotation JOR*). En général, la description de la cinématique d'une articulation anatomique revient à décrire le mouvement relatif entre les segments rigides considérés (Kinzel, 1983). Le mouvement relatif peut être abordé d'au moins deux manières différentes. L'une d'entre-elles implique la position relative instantanée du corps porté (mobile) par rapport au corps portant (fixe), et l'autre décrit le déplacement entre la position de départ et la position d'arrivée. D'une manière générale, la position s'obtient par des mesures directes et les déplacements en sont déduits à l'aide d'outils mathématiques empruntés à la mécanique classique. Les paramètres cinématiques mesurés et la description du mouvement sont fonctions du système de mesure adopté.

2.1 La chaîne cinématique

Le chaînon corporel est la droite qui relie deux centres de rotation d'un segment osseux. Dempster (1955) a adopté pour la première fois à la biomécanique la notion du chaînon employé à l'origine en ingénierie. Ainsi, le système squelettique isolé du reste des composantes anatomiques peut être réduit à un système de chaînons inter-reliés qui transmettent le mouvement d'un point corporel à un autre.

Reuleaux (1875) a introduit le terme «chaîne cinématique» pour désigner les systèmes mécaniques. En ingénierie, cette chaîne forme un système dit fermé puisque le mouvement d'un segment entraîne les autres segments dans un mouvement ayant un parcours prévisible. Au contraire, le système squelettique est généralement composé de chaînes cinématiques de type ouvert car les extrémités des chaînes sont libres. Ainsi, les mouvements de ces extrémités ne s'effectuent pas exactement de la même manière d'une fois à l'autre même si les résultats finaux apparaissent similaires. Par conséquent, quand on parle de chaînes cinématiques vivantes, il s'agit toujours d'une série de segments rigides (chaînons) agencés pour former un système ouvert dont les dimensions sont déterminées par les distances linéaires d'un axe articulaire à l'autre sans considérer les masses musculaires, les structures osseuses et le type de l'articulation reliant les segments adjacents.

2.2 La position et le déplacement relatifs

La complexité des articulations du corps pose l'un des problèmes fondamentaux de la biomécanique du mouvement. Leurs mouvements dans l'espace 3D surviennent autour et le long des axes souvent difficiles à identifier et à définir. Comment spécifier la configuration d'une articulation et les mouvements relatifs des segments qui la constituent? Cette question résume le problème posé précédemment et qui peut être scindé en deux sous-problèmes (Andrews, 1984) : le problème de la position relative et

le problème du déplacement relatif. Si les segments étudiés étaient considérés comme deux corps non déformables, le problème tomberait dans le domaine de la mécanique classique des corps rigides et plusieurs systèmes de coordonnées peuvent y être empruntés. Ainsi, un corps rigide dans l'espace n'a besoin que de six coordonnées généralisées indépendantes pour spécifier sa configuration.

2.2.1 La résolution du problème du JLT

Soient deux objets A (corps portant) et B (corps porté) dont on connaît respectivement les coordonnées d'un point O_A et O_B par rapport à un référentiel fixe. Le problème du JLT revient à décrire comment varie la position de O_B par rapport à O_A pendant le mouvement de l'objet B. Les systèmes de coordonnées employés notamment en physique des particules tels le système des coordonnées cartésiennes, cylindriques et polaires sont adéquats pour la résolution d'un tel problème.

2.2.2 La résolution du problème du JOR

Le deuxième problème consiste en la définition de l'orientation des objets dans l'espace. La solution du JLT n'est pas suffisante puisque l'orientation de l'objet B peut varier alors que le vecteur $O_A O_B$ formé par deux points connus et définis sur chacun des objets demeure inchangé. Pour résoudre le JOR, il est possible de recourir aux méthodes traditionnelles employées dans la cinématique des corps rigides telles que :

1. les angles d'orientation;
2. Axes hélicoïdaux et l'interprétation gyroscopique des angles d'Euler.

3. les paramètres d'Euler et Cayley-Klein (4 paramètres) qui présentent l'orientation d'un objet dans une hypersphère définie dans un espace quadridimensionnel;
4. les matrices de spin de Pauli qui découlent des paramètres de Cayley-Klein. Ces paramètres consistent en quatre grandeurs non indépendantes introduites à l'origine par Felix Klein pour permettre de faciliter l'intégration de problèmes gyroscopiques compliqués (Goldstein, 1959).

Ces dernières méthodes de la mécanique classique sont difficiles à appliquer à l'analyse du mouvement en raison de la complexité et de l'emploi que l'on veut faire des données. C'est pour cela que les méthodes qui adoptent l'approche anatomique sont pratiques et donc privilégiées dans des études cliniques.

La revue littéraire de la biomécanique du mouvement révèle le peu d'intérêt accordé à la résolution du problème du JLT au profit du JOR. Cette constatation est vraie pour toutes les articulations du corps : les vertèbres, le poignet, l'épaule et le genou. Dans le cas du genou, la négligence des déplacements linéaires peut être justifiée. En effet, les appareillages exosquelettiques servant à la mesure des déplacements induisent des erreurs si importantes que les translations dont l'amplitude est presque d'ordre équivalent deviennent difficiles à évaluer. Cependant, quand des méthodes transcutanées (Lafortune, 1990; Quin *et al.*, 1990; Mills *et al.*, 1991; Koh *et al.*, 1992; Reinschmidt *et al.*, 1997) ou bien des appareillages exosquelettiques suffisamment stables (El Nahass *et al.*, 1991; Sati *et al.*, 1996) sont employés, la quantification des translations devient possible.

2.3 Critères pour le choix d'un système de coordonnées dans la biomécanique de mouvement

L'un des problèmes fondamentaux de l'analyse de la cinématique du genou est la sélection d'un système de coordonnées approprié pour l'interprétation de ses mouvements (Li, 1992). La cinématique du genou a été analysée dans un grand nombre de travaux de recherche. Les auteurs n'ont toutefois pas tous adopté les mêmes méthodes que ce soit pour la définition des repères anatomiques, pour la décomposition des mouvements relatifs ou pour la nomenclature des axes. Il en résulte qu'il est très difficile, voire impossible, de comparer les données cinématiques issues de différentes recherches. La comparaison n'est possible que lorsque les circonstances dans lesquelles les données sont obtenues (marche, course, sexe et âge des sujets, etc.), la méthode employée (angles d'orientation, axe hélicoïdal, interprétation gyroscopique, etc.) et les repères anatomiques employés sont fournis avec les résultats.

Vus le nombre de systèmes de coordonnées existant et la classification des articulations, Andrews (1983) propose 3 critères qui doivent régir le choix d'un système de coordonnées.

- **Premier critère**

Il est relié à l'utilisation des résultats de l'analyse de la cinématique. Ainsi, les systèmes qui facilitent l'interprétation de la cinématique et de la dynamique de l'articulation doivent primer sur ceux qui compromettent ce processus.

- **Deuxième critère**

Il consiste à éliminer les singularités qui surviennent dans des situations où plusieurs solutions sont possibles pour les variables définies par la méthode utilisée. Nous verrons plus loin que les angles d'orientation sont sujets à cet inconvénient.

- **Troisième critère**

Malgré le développement fulgurant qu'ont connu les systèmes informatiques, il est souhaitable que le déroulement des programmes soit économique du point de vue espace mémoire et temps de calcul. Certaines méthodes de résolution des problèmes du JLT et du JOR pourraient nécessiter un temps considérable.

Par ailleurs, nous croyons que quelle que soit la méthode de mesure de la cinématique articulaire développée, son utilisation clinique n'est pertinente que lorsque des réponses satisfaisantes sont données aux deux questions suivantes :

1. La méthode analytique et le système de coordonnées sélectionnés sont-ils appropriés pour cette articulation?
2. Quel est le degré de validité de la théorie des corps non déformables lorsqu'elle est appliquée à l'articulation en question?

2.4 Le système de coordonnées : approche classique

Les méthodes utilisées fréquemment dans la littérature pour l'étude des mouvements humains servant à l'interprétation des mouvements des articulations peuvent être divisées en deux catégories:

1. L'interprétation mathématique basée sur la réduction des mouvements 3D à une simple rotation et une simple translation respectivement autour et au long d'un axe qui varie avec le mouvement (axe hélicoïdal).
2. L'approche anatomique basée sur les repères osseux et qui utilise les angles d'Euler.

2.4.1 Axe hélicoïdal

En 1972, Kinzel *et al.* présentèrent pour la première fois la méthode de l'axe hélicoïdal qu'ils appliquèrent à l'articulation tibio-fémorale. Elle est connue dans la littérature anglaise sous plusieurs appellations : «*helical motion method*» (Shiavi *et al.*, 1987), «*equivalent screw displacement axis*» (ESDA) (Small *et al.*, 1992). Peu importe les noms donnés à cette méthode, les principes théoriques sous-jacents sont les mêmes : les théorèmes d'Euler et Chasles. Le premier stipule que le déplacement général d'un corps rigide ayant un point fixe est une rotation autour d'un certain axe. D'après le théorème de Chasles, le déplacement le plus général d'un corps rigide est une translation plus une rotation.

Considérant la figure 2.1, le mouvement du corps porté (mobile) de la position 1 à la position 2 peut être décrit par une translation $S = (P_2 - P_1)$ le long de l'axe U et une rotation ϕ_n autour de ce même axe dont l'orientation varie avec le mouvement. Le

changement d'orientation de l'axe hélicoïdal s'exprime en fonction de ses cosinus directeurs ($u_x \times X, u_x \times Y, u_x \times Z$).

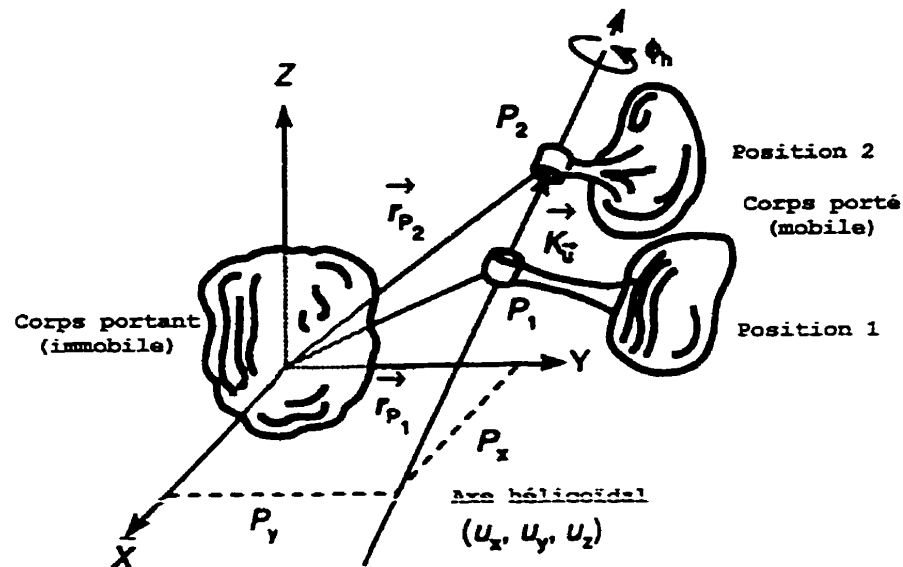


Figure 2.1 Interprétation des mouvements par la méthode de l'axe hélicoïdal

2.4.2 Angles d'orientation

Les angles d'orientation sont des angles indépendants servant à décrire l'orientation d'un corps rigide par rapport à un autre. Kane *et al.* (1983) et Craig (1989) ont fourni 24 combinaisons d'angles pour repérer l'orientation d'un corps rigide dans l'espace. Les plus répandues de ces 24 combinaisons sont celles qui correspondent aux angles d'Euler et définies par Goldstein (1959). Le triplet lacet-roulis-tangage est l'un des plus souvent employés dans divers domaines (Figure 2.2).

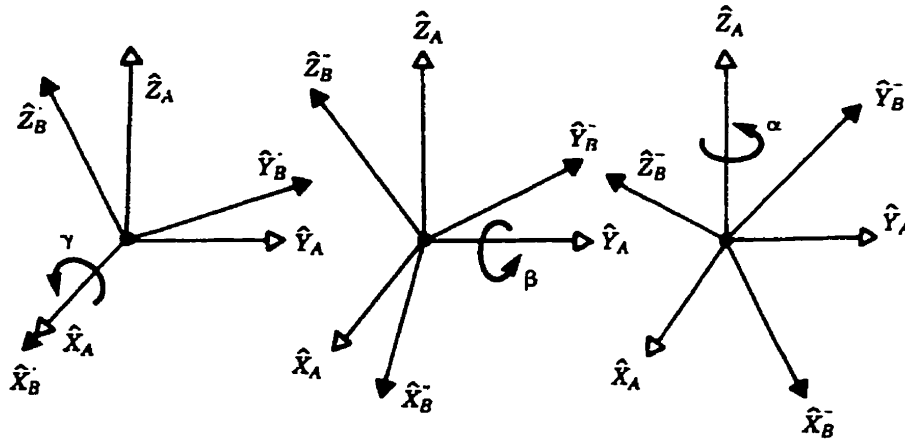


Figure 2.2 Définition classique des angles d'Euler : roulis γ , lacet β et tangage α
(Source : Craig, 1989)

Denavit et Hartenberg (1955) ont utilisé les matrices de transformation homogènes pour exprimer à la fois les translations et les rotations. La formule générique de la matrice de transformation homogène est donnée par l'équation suivante :

$${}^A_B T = \begin{bmatrix} {}^A_B R_{3 \times 3} & {}^A_B P_{3 \times 1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Équation 2.1}$$

Avec : ${}^A_B R_{3 \times 3}$, la matrice de rotation (Equation 2.2) donnant l'orientation de l'objet B par rapport à A.

${}^A_B P_{3 \times 1}$, le vecteur exprimant la position de l'origine de l'objet B par rapport à celui de A.

$${}^A_B R_{3 \times 3} = \begin{bmatrix} c\gamma c\beta & c\gamma s\beta s\alpha - s\gamma c\alpha & c\gamma s\beta c\alpha + s\gamma s\alpha \\ s\gamma c\beta & s\gamma s\beta s\alpha + c\gamma c\alpha & s\gamma s\beta c\alpha - c\gamma s\alpha \\ -s\beta & c\beta s\alpha & c\beta c\alpha \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \quad \text{Équation 2.2}$$

où c et s sont des abréviations respectives des fonctions circulaires cosinus et sinus.

Puisque les origines des deux repères sont confondus alors:

$${}^B P_{3 \times 1} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{Équation 2.3}$$

Les colonnes de la matrice $[R_{3 \times 3}]$ représentent les cosinus directeurs des axes \hat{X}_B, \hat{Y}_B et \hat{Z}_B (Paul, 1981). Les angles d'Euler sont calculés en résolvant le système d'équation formé par les deux matrices de l'équation 2.2; ainsi:

$$\begin{aligned} \beta &= a \tan 2 \left(\frac{-r_{31}}{\sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2}} \right) \\ \gamma &= a \tan 2 \left(\frac{r_{21}/c\beta}{r_{11}/c\beta} \right) \\ \alpha &= a \tan 2 \left(\frac{r_{32}/c\beta}{r_{33}/c\beta} \right) \end{aligned} \quad \text{Équation 2.4}$$

Où atan2 (lire arctangente 2) permet d'évaluer la valeur algébrique de l'angle (valeur de l'angle dans les quatre quadrants) plutôt que sa valeur arithmétique obtenue à l'aide de la fonction arctangente. La plupart des bibliothèques de langage de programmation (Matlab, C, C++, etc...) sont dotées de la fonction atan2.

Par ailleurs, il est facile de constater qu'un problème de singularité surgit quand $\beta = \pi/2 + k\pi$ (anatomiquement $\pm 90^\circ$). Dans ce cas, les deux autres angles sont indéfinis. Cette situation de singularité est connue sous le nom de «*gimbal lock*» qui survient

rarement dans les mouvements réels humains à cause de la faible amplitude des rotations de la plupart des articulations du corps (Chao, 1981). Par exemple, dans le cas du genou, où la flexion peut atteindre 90° , il est prudent de décomposer le mouvement de telle sorte que la deuxième rotation β soit associée au mouvement d'adduction/abduction qui est de faible amplitude.

Par ailleurs, la diversité des arrangements des angles d'Euler selon lesquels les mouvements peuvent être décomposés ainsi que la non-commutativité du produit matriciel constituent l'inconvénient majeur de cette méthode. Non seulement les conventions d'angles d'Euler varient souvent d'une étude à l'autre et sont rarement mentionnées de façon explicite, mais aussi, en général, différentes séquences d'angles d'Euler résultent en des magnitudes angulaires différentes (Blankvoort *et al.*, 1988; Cole *et al.*, 1993; Woltring, 1994). Ceci rend difficile l'interprétation et la comparaison des données. Cependant, cela ne doit pas constituer un argument pour exclure cette méthode pour l'analyse du mouvement articulaire. Certes, les méthodes des angles d'Euler dépendent de l'ordre des mouvements, mais les résultats qui en découlent seront utiles si la combinaison choisie est clairement fournie avec celles-ci. Par contre, cette méthode convient moins pour la résolution du problème du JLT de l'ATF car la direction de l'axe de translation A-P varie par rapport aux deux référentiels.

Pour éviter les confusions qui peuvent découler de l'utilisation des angles d'orientation, il est possible d'employer des termes connus en mécanique pour désigner les différentes combinaisons. Ainsi, si les rotations sont effectuées selon les axes de la base [B] associée à l'objet mobile B, on parle d'angles de Cardan (Germino Cardano, 1501-1576) ou *Body angles*. Quand les rotations sont effectuées autour des axes de la base [A] du corps fixe A, on parle de *space angles* communément connus sous la dénomination des angles d'Euler (1776). Lorsque les 3 axes de la base [B] sont impliquées, on parle de *body-three angles*. De même, le *body-two angles* référerait à des rotations selon deux axes différents de [B]. Plus précisément, si le triplet de rotations

implique dans l'ordre les axes \hat{X}_B, \hat{Y}_B et \hat{Z}_B la séquence est dite *body-three* : 1-2-3. Le *body-two* : 3-2-3 correspondra aux rotations respectives dans l'ordre suivant: \hat{Z}_B, \hat{Y}_B et \hat{Z}_B .

2.4.3 Système de coordonnées articulaires de l'axe flottant

Grood et Suntay (1983) ont proposé un système de coordonnées articulaires qui a deux caractéristiques :

1. Il ne tient pas compte de l'ordre des séquences des rotations, ce qui permet d'éviter les confusions qui résultent de l'utilisation des angles d'Euler.
2. Il permet une interprétation anatomique des mouvements.

Ce système de coordonnées décrit par ses auteurs comme étant articulaire a été présenté pour la première fois lors d'un congrès de *Orthopaedic Research Society* qui a eu lieu à Dallas en février 1978. Une description plus détaillée de cette méthode fut présentée plus tard par Chao (1980) et par ses auteurs originaux Grood et Suntay (1981, 1983). Cette méthode, malgré la simplification qu'elle fait de l'interprétation de la cinématique du genou, demeure cependant sujet à controverse.

Contrairement aux angles d'orientation d'Euler-Cardan, la méthode de l'axe flottant permet de résoudre le problème du JOR sans nécessiter la spécification de la séquence des mouvements puisque les trois axes considérés sont indépendants (ils ne forment pas un trièdre droit). Deux de ces trois axes sont définis anatomiquement et sont appelés les axes fixes du corps rigide (*body-fixed axes*) définis respectivement dans le fémur et le

tibia. Le troisième est obtenu par produit vectoriel à partir des deux premiers et n'est lié à aucun des os formant l'articulation, d'où son nom d'axe flottant.

Considérons la figure 2.3, soient $(\mathbf{I}, \mathbf{J}, \mathbf{K})$ et $(\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k})$ deux bases orthonormées définies et associées respectivement aux axes des x, y et z des os du tibia et du fémur. $[\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3]$ est une base unitaire mais non orthogonale qui définit les axes d'un système de coordonnées articulaires de l'articulation tibio-fémorale. Même si \mathbf{e}_2 est toujours perpendiculaire à \mathbf{e}_1 et à \mathbf{e}_3 puisque par définition $\mathbf{e}_2 = \mathbf{e}_1 \times \mathbf{e}_3$, ces derniers ne le sont entre eux que lorsque l'angle d'adduction est nul. De surcroît, les conditions suivantes sont par définition vérifiées en tout temps : $\mathbf{e}_1 = \mathbf{I}$ et $\mathbf{e}_3 = \mathbf{k}$. Enfin, si l'angle de rotation axiale est nul, les vecteurs \mathbf{e}_2 et \mathbf{j} sont parallèles.

2.4.3.1 Définition des rotations

Dans le système de coordonnées de l'axe flottant, les trois rotations possibles au niveau de l'ATF ont lieu autour des trois axes \mathbf{e}_1 , \mathbf{e}_2 et \mathbf{e}_3 (Figure 2.3-b) de la manière suivante :

- Flexion/extension autour de $\mathbf{X}_f = \mathbf{X}_t \times \mathbf{I} = \mathbf{X}_t \times \mathbf{e}_1$

$$\cos(\alpha) = \mathbf{J} \cdot \mathbf{e}_2 \quad \alpha : \text{angle de flexion/extension} \quad \text{Équation 2.5}$$

- Rotation axiale autour de $\mathbf{Z}_T = \mathbf{Z}_T \times \mathbf{I} = \mathbf{Z}_T \times \mathbf{e}_3$

$$\cos(\gamma) = \mathbf{j} \cdot \mathbf{e}_2 \quad \gamma : \text{rotation axiale} \quad \text{Équation 2.6}$$

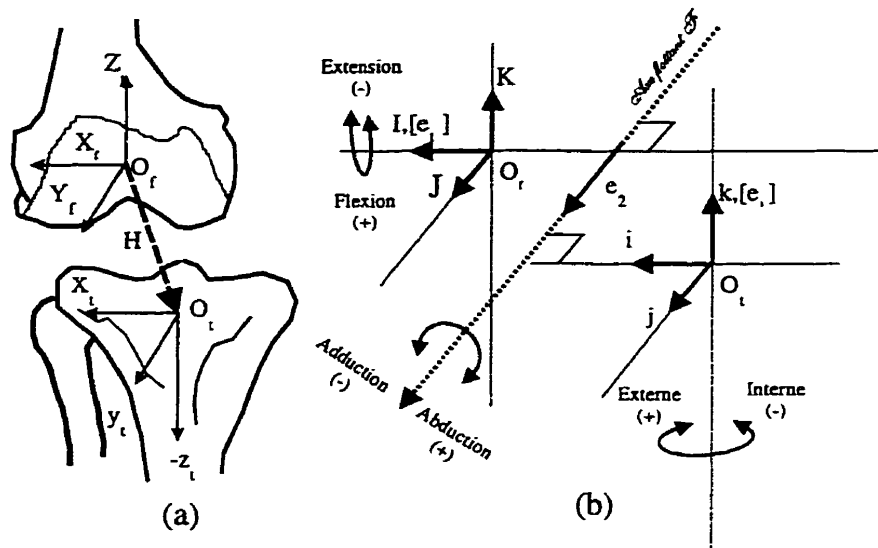


Figure 2.3 a) Articulation du genou et les deux systèmes de coordonnées cartésiennes associés au tibia et au fémur. b) Système de coordonnées articulaires de l'axe flottant.

Puisque la fonction circulaire cosinus est paire, il est nécessaire de définir une convention de signe. Les équations 2.5 et 2.6 deviennent :

$$e_2 \cdot K = \cos(\pi/2 + \alpha) = -\sin(\alpha) \quad \Rightarrow \alpha = -\arcsin(e_2 \cdot K) \quad \text{Équation 2.7}$$

$$e_2 \cdot i = \cos(\pi/2 + \gamma) = -\sin(\gamma) \quad \Rightarrow \gamma = -\arcsin(e_2 \cdot i) \quad \text{Équation 2.8}$$

- Adduction/abduction autour de l'axe flottant $F = F \times e_2$

$$I \cdot K = \cos\beta \quad \text{Adduction} = \beta - \pi/2 \quad \text{Équation 2.9}$$

La flexion, l'adduction et la rotation axiale sont arbitrairement définies comme étant positives. Par conséquent, les rotations opposées sont négatives. Les équations 2.8 et 2.9

donnent les rotations et leurs signes respectifs pour le genou droit. Grood et Suntay redéfinissent ces équations pour le genou gauche de la manière suivante :

$$\text{Adduction} = \pi/2 - \beta \quad \text{Équation 2.10}$$

$$\mathbf{e}_2 \cdot \mathbf{i} = \cos(\pi/2 - \gamma) = +\sin(\gamma) \Rightarrow \gamma = \arcsin(\mathbf{e}_2 \cdot \mathbf{i}) \quad \text{Équation 2.11}$$

La méthode de l'axe flottant suppose l'existence d'un couplage fictif ayant le comportement d'un gyroscope suspendu à la Cardan tandis que l'axe de flexion n'est pas en tout moment transépicondylien. L'orientation de cet axe varie avec le degré de flexion à cause de considérations anatomiques telle que la différence des diamètres du condyle médial et latéral. Par ailleurs, puisque les axes formant le système de coordonnées AF ne s'intersectent pas au même point et que les angles entre les trois axes varient, l'étude de la dynamique et des moments peut devenir très difficile à réaliser (Andrews 1984). En effet, si l'étude dynamique est nécessaire, il suffit de passer à un autre système qui le permet comme les angles d'orientation d'Euler. Dans le cas de la figure 2.3, il suffit d'utiliser les systèmes de coordonnées cartésiennes associées à chaque os (O_f, X_f, Y_f, Z_f) et (O_t, X_t, Y_t, Z_t) et considérer les angles α , $(\pi/2 - \beta)$ et γ comme les angles d'Euler décrivant les rotations successives selon les axes X_f , Y_t et Z_t . Il est facile de passer du système AF à la méthode d'angles d'Euler suivant la séquence flexion-adduction/abduction-rotation telle que démontrée à l'annexe I.

2.4.3.2 Définition des translations

Les translations articulaires au niveau de l'ATF sont décrites par le vecteur de déplacement reliant deux points définis respectivement sur le fémur et le tibia. D'un point de vue purement mécanique, le vecteur de translation \mathbf{H} (Figure 2.3-a) peut être décomposé selon l'un ou l'autre des systèmes cartésiens fixés au fémur et au tibia.

$$H_f = H_x I + H_y J + H_z K \quad (\text{Fémur}) \quad \text{Équation 2.12}$$

$$H_t = h_x i + h_y j + h_z k \quad (\text{Tibia}) \quad \text{Équation 2.13}$$

D'un point de vue clinique, la décomposition des translations à l'aide des équations (2.12) et (2.13) n'est pas satisfaisante car la direction de l'axe A-P varie relativement aux deux systèmes d'axes. Ceci peut être évité en choisissant la base non orthogonale (e_1, e_2, e_3) comme axes de décomposition des mouvements de translation. Ainsi:

$$q_1 = H \cdot e_1 = H \cdot I \quad \Rightarrow \text{translation médio-latérale} \quad \text{Équation 2.14}$$

$$q_2 = H \cdot e_2 \quad \Rightarrow \text{translation antéro-postérieure} \quad \text{Équation 2.15}$$

$$q_3 = H \cdot e_3 = H \cdot k \quad \Rightarrow \text{translation proximo-distale} \quad \text{Équation 2.16}$$

Quand le genou se trouve dans la configuration de la position anatomique (position neutre où les 3 angles de rotation sont nulles), l'interprétation des translations par le système AF est assez fiable quant à sa signification clinique (exemple : genou fléchi à 20 degrés). Au contraire, lorsque le genou est dans une configuration arbitraire, l'interprétation des translations devient discutable. D'ailleurs, même les auteurs de la méthode AF reconnaissent qu'il n'existe pas encore une convention unanimement acceptée qui puisse définir l'orientation des axes de translation dans une telle situation. Enfin, l'orientation et la norme du vecteur de translation dépendent de l'emplacement des points de référence sur les os. Pour obtenir des grandeurs significatives, ces points de référence sont souvent confondus avec les origines du fémur et du tibia.

2.5 Sélection et définition des repères anatomiques

En orthopédie, les axes des membres inférieurs permettent d'évaluer en statique le degré de leur désaxement. En biomécanique, toutes les méthodes de l'analyse du mouvement basées sur l'anthropométrie requièrent la définition des axes des membres considérés.

Ces axes doivent être définis par rapport à la charpente osseuse qui constitue les corps rigides et non par rapport aux muscles qui les enveloppent. La radiographie est la méthode traditionnellement employée pour accéder à la géométrie des os. Les axes sont définis à partir de clichés et on en déduit les angles en statique.

La revue de littérature révèle que la définition des axes des membres inférieurs diffère selon les auteurs (Grood et Suntay, 1993; Lafortune, 1984; Pennock et Clark, 1990). Par conséquent, les données issues de chacune de ces études doivent être vues comme étant relatives. Pennock (1990) a démontré que pour une même cinématique de l'ATF enregistrée pendant la marche, les données diffèrent selon la définition des axes et la méthode analytique employée.

Pour que les déplacements mesurés au niveau de l'ATF soient vus comme des déplacements absolus et donc susceptibles d'être comparés entre différents sujets, il faudrait standardiser les méthodes utilisées ainsi que la définition anatomique des axes. Quel que soit le système de coordonnées utilisé, il est important de définir rigoureusement les axes de l'ATF. Ainsi, la *International Society of Biomechanics* a émis dans son bulletin de 1992 un article intitulé *Recommendations for Standardization in the Reporting of Kinematics* afin de normaliser les données cinématiques.

On distingue deux sortes d'axes pour les os longs des membres inférieurs: 1) axe anatomique, 2) axe mécanique. Au niveau du tibia, l'axe mécanique est confondu avec l'axe du squelette alors que celui du fémur forme un angle d'environ 6° avec l'axe anatomique. La figure 2.4 montre les différents angles qui existent entre les axes des membres inférieurs tels que évalués par Kapanji (1985) et John (1987).

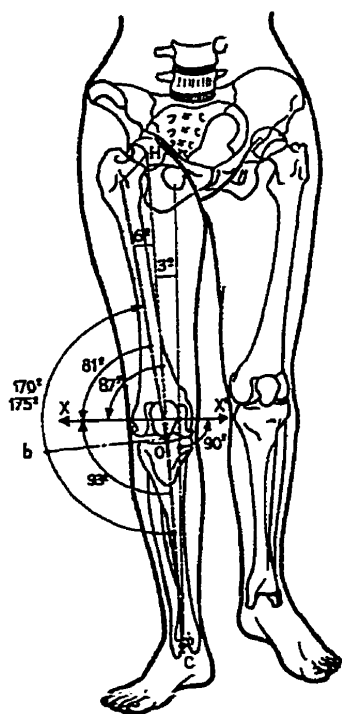


Figure 2.4 Axes de l'articulation du genou et angles estimés entre eux. En raison du porte-à-faux du col fémoral, l'axe de la diaphyse fémorale n'est pas situé exactement dans le prolongement de l'axe du squelette jambier. Il forme avec ce dernier un angle obtus ouvert en dedans de 170° - 175° ; c'est le valgus physiologique du genou. À cause du bassin plus large chez la femme il est nécessaire que le fémur fasse un angle plus grand en dedans pour que ses extrémités distales soient parallèles au sol (Source : Kapanji, 1985)

Pour des enregistrements répétitifs des cinématiques de l'ATF, l'utilisation des radiographies pour la localisation des axes s'avère une méthode onéreuse et nuisible pour la santé du sujet examiné. Quelle que soit la technologie de mesure des mouvements adoptée, la numérisation des sites anatomiques superficiels comme les épicondyles pourraient constituer un compromis acceptable. Cependant, certains sites anatomiques comme le centre de la tête fémorale ne sont pas accessibles directement.

En somme, l'étude cinématique des articulations peut être abordée de manière purement mathématique ou bien de façon analogue à l'interprétation clinique du mouvement. Le défi qu'impose la biomécanique est difficile: il faut concilier la rigueur de la première approche et l'aspect pratique de la seconde. Dans ce chapitre, nous avons mentionné quelques difficultés (choix du système d'axes et l'identification des repères anatomiques) auxquelles on est confronté quand on veut étudier le mouvement de

l'articulation tibio-fémorale. Comme en témoigne la revue de la littérature, les méthodes cinématiques de l'étude des mouvements du genou se multiplient sans qu'il y ait un consensus sur la méthode à adopter. Quoiqu'elles paraissent généralement intéressantes et fondées sur des bases théoriques crédibles, ces méthodes laissent perplexes quiconque voulant étudier pour la première fois le mouvement du genou.

À l'heure actuelle, il n'existe pas de méthode de calcul normalisée, le choix semble être basé plutôt sur l'expérience et le goût personnel de chaque utilisateur que sur n'importe quel autre critère objectif (Andrews, 1984).

Par ailleurs, même s'il existe déjà sur le marché des équipements dédiés à l'analyse du mouvement, ils ne répondent pas toujours à certains besoins spécifiques. Dans le prochain chapitre, nous présenterons un nouveau système qui servira à l'étude de la cinématique 3D du genou pendant la marche afin d'évaluer l'effet de l'orthèse plantaire sur cette articulation d'une manière objective.

CHAPITRE 3

Développement et validation d'un outil de mesure *in-vivo* de la biocinématique de l'articulation tibio-fémorale. Application : évaluation de l'orthèse plantaire

Dans le premier chapitre, nous avons vu que la marche est un processus d'élaboration très complexe qui implique l'ensemble du système locomoteur. À l'oeil nu, il est impossible de quantifier les paramètres tridimensionnels des articulations humaines; d'où la nécessité de recourir à des méthodes mathématiques et des technologies modernes. Nous avons vu également dans le chapitre 2 qu'en dépit des hypothèses simplificatrices que l'on peut poser, le genou demeure une articulation complexe à cause de son type, de sa géométrie, des mouvements et des forces que l'on y trouve. La compréhension du comportement dynamique du genou peut avoir des répercussions à plusieurs niveaux. Sur le plan clinique, cette compréhension aidera le chirurgien à poser plus facilement des diagnostics, à mieux diriger ses interventions (greffe de ligament, remplacement total du genou, etc) et à mieux évaluer leurs résultats. Sur le plan industriel, la compréhension de la cinématique du genou aidera à concevoir de meilleures prothèses et orthèses et des chaussures ergonomiques et performantes (i.e chaussures de sport). Comme mentionné au début de ce mémoire, nous nous limiterons à l'étude de l'effet de l'orthèse plantaire sur les paramètres cinématiques du genou.

Ce chapitre a pour but d'introduire un nouvel outil GENI-GAIT servant à l'évaluation de la cinématique du genou. Avant d'utiliser cet outil pour l'évaluation des orthèses, il faudra le valider. Ensuite, un groupe de 10 volontaires participeront à cette étude et leurs patrons cinématiques seront produits et comparés aux données issues d'études similaires. Onze autres sujets souffrant de problèmes divers au genou et faisant usage d'orthèses plantaires seront analysés à leur tour à l'aide de GENI-GAIT. Enfin, nous reprendrons l'étude de l'effet des orthèses sur le genou varum chez trois sujets d'une manière bidimensionnelle à l'aide de marqueurs cutanés et d'une caméra.

3.1 Technique de mesure

Des capteurs du type «Vol d'oiseaux» (Flock of Birds, Figure 3.1-B) proposés par *Ascension technologies* ont été adoptés pour mesurer les mouvements de la jambe et de la cuisse. Un champ magnétique est modulé à basse fréquence pour déterminer la position et l'orientation de l'objet mobile. Le champ basse fréquence est généré par un émetteur qui se compose de trois antennes fixes placées orthogonalement. Un second ensemble d'antennes est placé à l'intérieur d'un récepteur. Les données cinématiques sont transmises au calculateur hôte par une ligne de communication. La précision statique nominale de ces capteurs magnétiques est d'environ 2,4 mm RMS en position et de 0,5° RMS en orientation. Ce système de mesure étant sensible aux bruits électromagnétiques, le volume de travail du capteur doit être exempt de tout élément ferromagnétique.

Un exosquelettique en plastique développé par Sati *et al.* (1996) a été employé afin de fixer les deux capteurs magnétiques à la cuisse et à la jambe (Figure 3.1-A). Ce système de fixation permet de limiter l'imprécision engendrée par les mouvements des masses molles respectivement de 0,4 et 2,3 degrés pour les mouvements d'adduction/abduction et de rotation tibiale (Sati *et al.*, 1995). Les mouvements de translation, quant à eux,

peuvent être obtenus avec une précision de 2,4 mm pour le déplacement antéropostérieur et 1,1 mm pour le déplacement axial pour une amplitude de flexion du genou de 65 degrés. Toutefois, les mouvements de translation ne seront pas analysés dans ce travail.

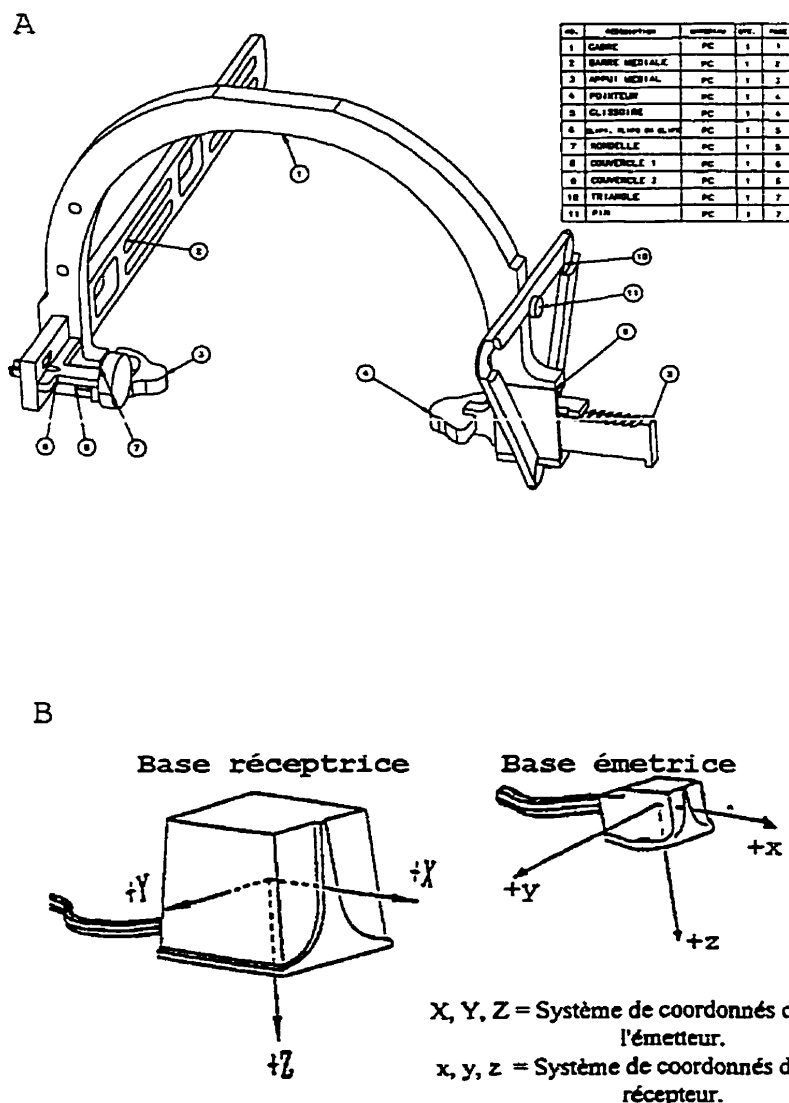


Figure 3.1 A) Fixation fémorale du système d'attache. B) Schéma des capteurs magnétiques *Flocks of Birds*.

3.2 Définition des systèmes de référence

Quatre systèmes de référence sont généralement employés lors de l'étude de la marche (Craik et Oalis, 1995; ISB, 1992). Dans ce travail, ces systèmes ont été définis comme suit :

- **Système de référence absolu**

Il est confondu avec les bobines réceptrices de la base des capteurs magnétiques.

- **Système de référence local**

Il est confondu avec les bobines émettrices du capteur associé au segment considéré (Bird1 pour le fémur et Bird 2 pour le tibia).

- **Système de référence anatomique**

Sept points anatomiques de référence étaient nécessaires pour construire les deux systèmes de référence correspondant respectivement au fémur et au tibia. (Figures 3.2 et 3.3).

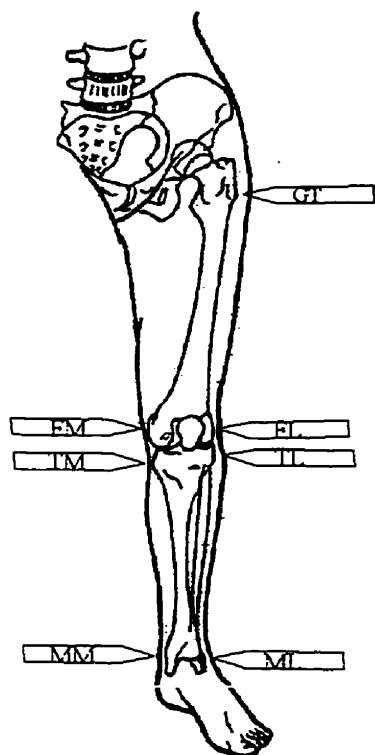


Figure 3.2 Pour obtenir l'orientation d'un corps rigide dans l'espace, il faut connaître les coordonnées d'au moins trois points non colinéaires qui lui appartiennent. Dans le cas de la figure ci-contre, 4 points sont numérisés au niveau du tibia et 3 autres au niveau du fémur.

► : Bâtonnet-pointeur en Plexiglas sur lequel est monté un capteur magnétique. Connaissant la position de la pointe par rapport à l'origine du capteur, il est possible de déterminer les coordonnées des points anatomiques sélectionnés dans la référentiel global.

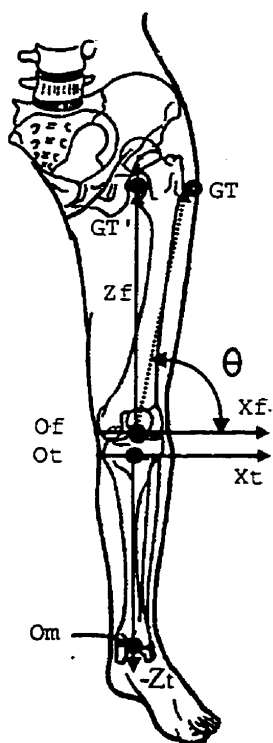


Figure 3.3 Les axes de chaque os sont établis à partir des points de numérisation. Vu que l'axe mécanique du fémur passe par le centre de la tête fémorale, des transformations géométriques s'imposent. Ces dernières consistent à faire pivoter le point GT (grand trochanter) médialement de telle sorte qu'il coïncide avec le centre de la tête fémorale. L'axe recherché formera ainsi un angle droit avec le vecteur X_f .

- F_M : centre épicondylien médial du fémur.
- F_L : centre épicondylien latéral du fémur.
- G_T : centre de grand trochanter.
- T_M : tubercle médial du tibia
- T_L : tubercle latéral du tibia
- M_M : centre de la malléole médiale
- M_L : centre de la malléole latérale

À partir de ces points, deux systèmes de référence orthogonaux sont établis : (X_f, Y_f, Z_f) pour le fémur et (X_t, Y_t, Z_t) pour le tibia. Y_f et Y_t sont obtenus respectivement par les produits vectoriels des deux autres axes qui forment une base orthonormée. Les équations 3.1 à 3.9 montrent comment s'obtiennent les différents points et axes illustrés à la figure 3.3.

$$X_t = T_L - T_M \quad \text{Équation 3.1}$$

$$O_t = \frac{(T_L + T_M)}{2} \quad \text{Équation 3.2}$$

$$O_m = \frac{M_L + M_M}{2} \quad \text{Équation 3.3}$$

$$O_f = \frac{F_L + F_M}{2} \quad \text{Équation 3.4}$$

$$Z_t = O_t - O_m \quad \text{Équation 3.5}$$

$$Y_t = X_t \times Z_t \quad \text{Équation 3.6}$$

$$X_f = F_L - F_M \quad \text{Équation 3.7}$$

$$Y_f = X_f \times O_f G_T \quad \text{Équation 3.8}$$

$$Z_f = G_T - O_f \quad \text{Équation 3.9}$$

Comme il est impossible de numériser directement le centre de la tête fémorale, une transformation orthogonale est nécessaire à partir du repère du grand trochanter. Pour ce faire, il faut appliquer au vecteur $O_f G_T$ (Figure 3.3) une rotation d'une amplitude de $(90 - \theta)^\circ$ dans le sens anti-trigonométrique pour la jambe droite (sens contraire pour la jambe gauche). θ est l'angle aigu formé par $O_f G_T$ et X_f (Figure 3.3). Ainsi G_T' , le point résultant de cette transformation, est obtenu à l'aide de l'équation suivante :

$$G_T' = G_T \cdot R_{r/(90-\theta)}^T \quad \text{Équation 3.10}$$

Où :

$$R_{r/(90-\theta)} = \begin{pmatrix} r_x^2 V(90-\theta) + C(90-\theta) & r_x r_y V(90-\theta) - r_z S(90-\theta) & r_x r_z V(90-\theta) + r_y S(90-\theta) \\ r_x r_y V(90-\theta) + r_z S(90-\theta) & r_y^2 V(90-\theta) + C(90-\theta) & r_y r_z V(90-\theta) - r_x S(90-\theta) \\ r_x r_z V(90-\theta) - r_y S(90-\theta) & r_y r_z V(90-\theta) + r_x S(90-\theta) & r_z^2 V(90-\theta) + C(90-\theta) \end{pmatrix} \quad \text{Équation 3.11}$$

$$V(90-\theta) = 1 - \cos(90-\theta), \quad r = \frac{Y_F}{\|Y_F\|} \quad \text{et} \quad \theta = \arccos\left(\frac{X_F}{\|X_F\|} \cdot \frac{O_F F_G}{\|O_F F_G\|}\right), \quad \text{Équation 3.12}$$

Dans l'équation 3.11, les lettres s et c correspondent aux abréviations des fonctions circulaires cosinus et sinus. Comme $\cos(90-\theta) = \sin \theta$, l'équation 3.11 devient :

$$R_{r/(90-\theta)} = \begin{pmatrix} r_x^2 U\theta + S\theta & r_x r_y U\theta - r_z C\theta & r_x r U(\theta) + r_y C\theta \\ r_x r_y U\theta + r_z C\theta & r_y^2 U\theta + S\theta & r_y r_z U\theta - r_x C\theta \\ r_x r U\theta - r_y C\theta & r_y r_z U\theta + r_x C\theta & r_z^2 U\theta + S\theta \end{pmatrix} \quad \text{Équation 3.13}$$

avec, $U\theta = 1 - \sin\theta$

L'axe $O_f G_T'$, estimé à partir d'une transformation orthogonale de point anatomique G_T , constitue l'axe mécanique du fémur servant à construire le système de référence anatomique. Cette définition des axes à partir de repères anatomiques est sujette à erreurs. Toutefois, ces dernières pourraient être minimisées si les repères osseux étaient facilement palpables comme chez les personnes minces et que l'opérateur était familiarisé avec les structures osseuses. La reproductibilité des données cinématiques, dans un contexte de test-retest où le repérage des sites anatomiques ainsi que le calibrage seront repris plusieurs fois, pourrait être évaluée dans le cadre d'une étude séparée.

• Système de référence articulaire

Il correspond au système de l'axe flottant AF décrit à la section 2.4.3. Ce système d'axe a été retenu pour les raisons suivantes :

- il répond à la majorité des critères énumérés dans la section 2.3.1
- il permet une interprétation des mouvements proche de celle reconnue dans le milieu clinique
- il ne tient pas compte de l'ordre des rotations (Annexe I)

- seule la cinématique du genou sera étudiée, la non orthogonalité des trois axes de la méthode AF ne constitue pas un inconvénient.
- il est recommandé par le comité de standardisation de *International Society of Biomechanics* (Cavanagh and Wu, 1992; ISB, 1992).

Pendant le mouvement, le système de référence anatomique demeure inchangé par rapport au système de référence local. La position et l'orientation d'un référentiel par rapport à l'autre est connue en tout moment à l'aide d'un simple changement de base «mapping». Enfin, pour numériser les repères anatomiques, un bâtonnet en Plexiglas d'une longueur de 10 cm auquel a été fixé un capteur magnétique a servi de numérisateur des sites anatomiques nécessaires pour le calibrage (Figure 3.2).

3.3 L'ordre des rotations dans le système AF

L'indépendance des résultats de la décomposition du mouvement selon la méthode AF demeure un point de confusion. Cette confusion est due au fait que le produit matriciel n'est pas commutatif ($R_x R_y R_z \neq R_z R_x R_y \dots \neq R_y R_x R_z$) et qu'il existe une correspondance entre la décomposition selon l'AF et la décomposition selon les angles d'Euler de type *body-three* :1-2-3 (voir paragraphe 2.4.2). La matrice $R_x R_y R_z$ de l'équation 2 de l'annexe I correspond à la matrice de transformation équivalente. On peut donc écrire: $M_{AF} = R_x R_y R_z$ (Annexe I) puisque dans cette séquence, et seulement dans celle-ci, y' est confondu avec l'axe flottant e_2 . Par conséquent, il est inadéquat de comparer les autres séquences d'Euler à la matrice M_{AF} puisque dans celles-ci, l'axe flottant n'est plus confondu avec l'un des axes de la base du corps porté. Il est donc plus approprié de se référer à la démonstration de l'annexe I où l'axe flottant est interprété comme un axe de rotation équivalent tel qu'il devrait toujours être considéré. Par ailleurs, il est possible de se servir du simulateur SEMGO que nous présenterons à la section 3.4.2.1

pour voir concrètement que l'ordre des rotations n'influence pas l'orientation du segment mobile.

3.4 Validation du matériel

Le but de cette étape de validation est de s'assurer de l'exactitude des calculs (simulation mathématique) et de la précision des mesures et du calibrage (validation expérimentale) de GENI-GAIT avant l'emploi de ce dernier en clinique.

3.4.1 Simulation mathématique

La simulation permet de valider l'algorithme de calcul basé sur la théorie de l'axe flottant. Dans un premier temps et à l'aide d'un programme en Matlab, on produit une base de données fictive sous forme de matrices carrées d'ordre 4 identiques à celles générées par le système de mesure des capteurs magnétiques. Dix combinaisons de trois angles sont produites aléatoirement à l'aide de Matlab. Pour s'assurer de couvrir le maximum des amplitudes de mouvements, les répétitions n'ont pas été permises. Ces triplets représentent quelques configurations possibles du genou. À partir de ces combinaisons d'angles, 10 matrices sont construites selon la séquence d'angles d'Euler «*body-three* : 1-2-3» (équation 9 de l'annexe I). Enfin, ces matrices servent comme intrants pour les calculs de l'algorithme de l'axe flottant. Les angles calculés seront comparés aux angles prédéfinis.

3.4.2 Simulation expérimentale à l'aide d'un modèle mécanique du genou

Cette étape consiste à valider expérimentalement les méthodes de calcul et de calibrage. Pour ce faire, nous avons conçu à l'aide du logiciel de CAO puis fabriqué un mécanisme similaire à ceux utilisés en 1979 par Chao pour valider un électrogoniomètre

du genou, par Deluzio et collaborateurs en 1993 pour valider un système de mesure par caméra et par El Nahass *et al.* (1991) pour valider un système basé sur des capteurs électromagnétiques.

3.4.2.1 Description du modèle

Ce mécanisme de simulation électromécanique du genou auquel on a donné le nom de SEMGO (Figure 3.4), consiste en deux tubes de plastique rigide qui représentent le tibia et le fémur. Les deux tubes sont reliés par une articulation ayant un fonctionnement gyroscopique. Cette articulation dont les dessins de fabrication sont indiqués dans l'annexe VI a été usinée sur des métaux non ferromagnétiques. Ce système articulé est une chaîne cinématique ouverte. La flexion (-15° à $+90^{\circ}$) a lieu autour d'un axe fixé dans le segment immobile (corps portant). La rotation axiale (-30° à $+30^{\circ}$) se produit autour d'un axe confondu avec l'axe du cylindre mobile (corps porté). Finalement, l'adduction/abduction (-30° à $+30^{\circ}$) se produit autour d'un axe perpendiculaire aux deux premiers. Ces trois axes sont matérialisés par des articulations sur lesquelles ont été placés des potentiomètres électriques ayant une résolution de 0,01 degrés et une amplitude du mouvement de 340° . Ces derniers permettent la mesure directe de la valeur de chaque rotation (Figure 3.5).

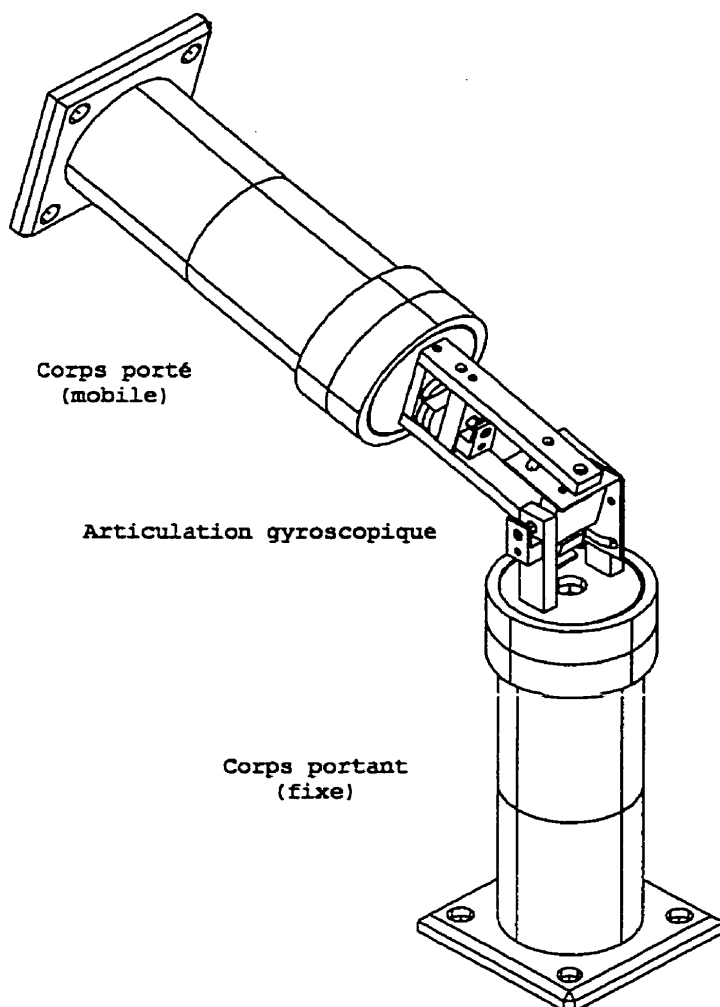
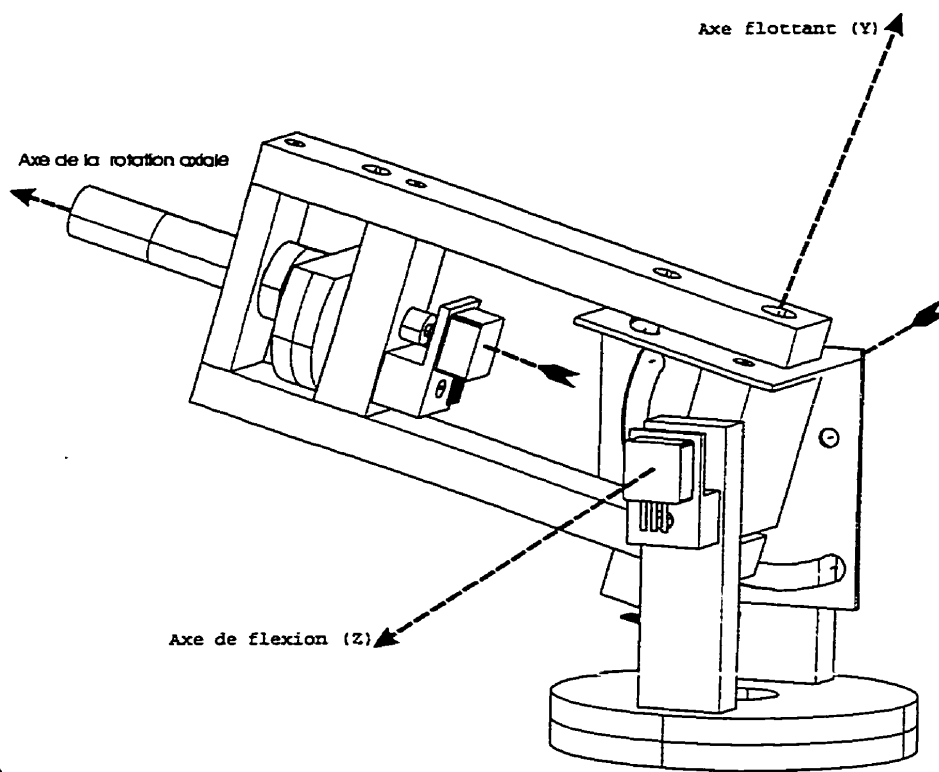


Figure 3.4 SEMGO : dessin d'ensemble du modèle expérimental de validation. Ce modèle est utilisé pour simuler les rotations du genou en vue de comparer des mesures directes des angles (potentiomètres) et des mesures indirectes (système GENI- GAIT).

3.4.2.2 Branchement électrique du SEMGO lors des simulations expérimentales

Le montage servant à la validation expérimentale est indiqué aux figures 3.5-A et 3.6. Deux capteurs magnétiques sont fixés respectivement aux deux cylindres en plastique. Ces capteurs servent à la mesure indirecte des angles de rotation. Ils sont reliés à une station puissante de type Silicon Graphique® (SGI). Les potentiomètres sont raccordés à l'entrée analogique-numérique d'un micro-ordinateur compatible IBM 80386 qui enregistre les mesures d'angle directes. Puisque les mesures directes et les mesures indirectes doivent être synchronisées, la station SGI (système maître) et le micro-ordinateur (système esclave) sont reliés via un lien sériel RS-232.

La série d'angles utilisée pour la validation mathématique (section 3.4.1) a été reprise pour la présente expérimentation. Le goniomètre a été placé dans les 10 configurations utilisées pour la validation mathématique (voir tableau 4.1, page 75). Ce sont les mesures directes qui servent de références auxquelles seront comparées les 10 mesures effectuées par les capteurs magnétiques et calculés par l'algorithme de l'axe flottant.



B)

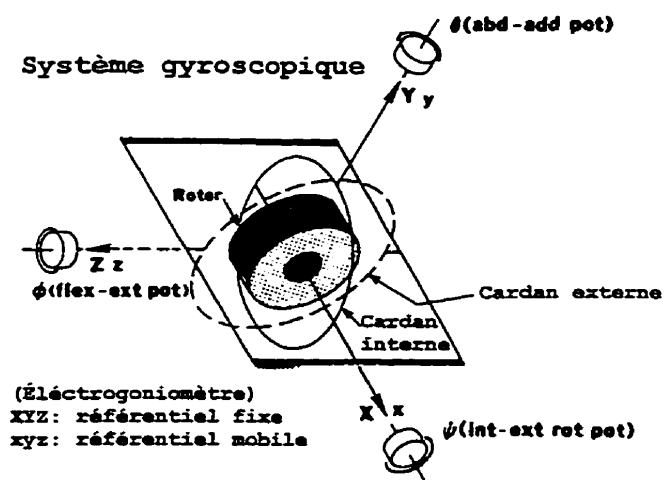


Figure 3.5 A) Articulation électrogoniométrique à fonctionnement gyroscopique du simulateur SEMGO. B) Schéma équivalent : gyroscope suspendu à la Cardan.

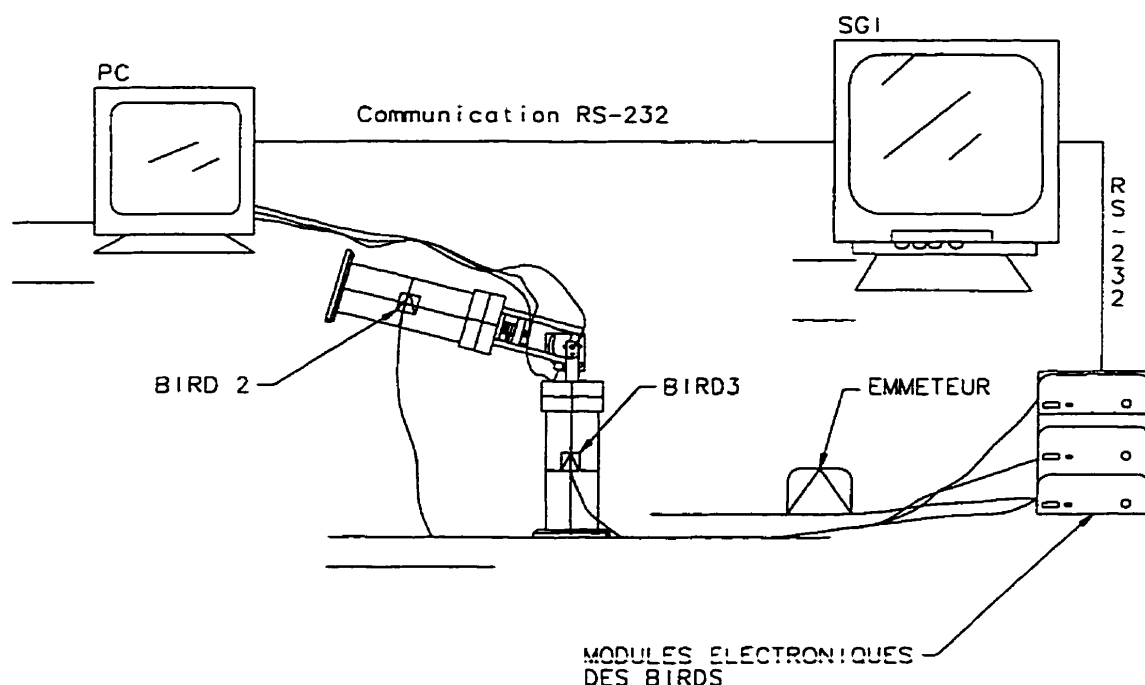


Figure 3.6 Branchement électrique du simulateur SEMGO

3.5 Les volontaires de la présente étude

Vingt et un volontaires ont participé bénévolement à cette étude. Ils ont été répartis en deux groupes. Le premier groupe est constitué de 8 hommes et 2 femmes appartenant à un groupe d'âge compris entre 20 et 29 ans ($\mu=25$, $\sigma = 3$) tels qu'indiqué au tableau 3.1. Les marcheurs du groupe I n'ont jamais subi d'accident ni d'intervention chirurgicale aux membres inférieurs. Le deuxième groupe a été constitué de 6 hommes et 5 femmes appartenant à un groupe d'âge compris entre 11 et 44 ans ($\mu=24$, $\sigma = 11,1$) tel qu'indiqué au tableau 3.2. Ce groupe a été étudié dans le but d'évaluer l'effet de l'orthèse plantaire sur la biocinématique du genou. Pour ces dix marcheurs du groupe II, les expériences se sont déroulées comme suit, à l'aide de système GENI-GAIT nous avons :

1. enregistré la cinématique du genou pendant la marche sur tapis-roulant,
2. enregistré la cinématique du genou lors du port d'une paire d'orthèses plantaires.

Le varus du genou est la déformation structurelle la plus répandue parmi la population mâle adulte. Les orthésistes croient à la possibilité de corriger cette déformation à l'aide d'orthèses plantaires. Trop peu nombreuses sont les études de validations objectives qui ont tenté de contredire ou de donner raison aux orthésistes. Toutes les études qui ont analysé l'effet dynamique des orthèses ont employé des techniques optiques et les résultats qui en ont découlé demeurent modestes. C'est pour cela que nous avons accordé une attention particulière à l'analyse de la marche chez les sujets 5, 10 et 11 qui souffrent de *genu varum*. Ces derniers ont repris les étapes 1 et 2 (évaluation à l'aide de GENI-GAIT) décrites ci-dessus et leurs cinématiques a été réévaluée à l'aide du système de caméra PEAK. Une seule caméra (2D) a été employée pour l'acquisition des mouvements dans le plan frontal où deux marqueurs de 20 mm de diamètre ont été collés sur la cuisse et deux autres sur la jambe. Les marqueurs ont été placés de manière équidistante de 15 cm et alignés sur les axes anatomiques de la cuisse et de la jambe. En évaluant l'effet des orthèses sur le genou varum à l'aide de deux systèmes de mesure différents (PEAK et GENI-GAIT), on aurait une meilleure idée sur l'efficacité des orthèses dans le plan frontal du genou.

Tous les volontaires sont informés au préalable sur le déroulement des expériences et un formulaire de consentement (annexe IV) expliquant en détail la procédure est signé par chacun d'entre-eux. Cette procédure a été approuvée par le comité d'éthique de l'hôpital Notre-Dame de Montréal où s'est déroulé l'ensemble des essais.

3.6 Marche sur tapis-roulant

L'utilisation du tapis roulant permet de marcher sans se déplacer, ce qui constitue un grand avantage dans notre cas étant donné que d'une part la mobilité est limitée par la longueur des fils qui relient les capteurs installés sur le sujet à l'ordinateur et d'autre

part par le volume de travail du système Bird. L'enregistrement d'un minimum de 22 cycles est requis pour qu'ils soient représentatifs de la cinématique du genou (Kaufman *et al.* 1996). Vingt-quatre enjambées par essai ont été considérées dans la présente étude.

Tableau 3.1 Renseignements généraux sur les volontaires du groupe I

<i>Volontaires</i>			<i>Vitesse de marche</i>	<i>Anomalies structurelles au niveau des membres inférieurs (diagnostique par un medecin orthopediste)</i>
<i>No.</i>	<i>sexe</i>	<i>âge</i>	<i>(m/s)</i>	
1	M	28	0,84	Non
2	M	29	1,11	Non
3	M	24	0,93	Non
4	M	25	0,80	Pied plat
5	M	28	0,93	Varus du talon
6	M	20	0,89	Non
7	M	22	0,89	Pied plat
8	F	20	0,84	Valgus de l'avant pied
9	M	25	0,89	Non
10	F	25	0,80	Non
<i>Moyenne</i>		25	0,89	8 hommes et 2 femmes
<i>Écart-type</i>		3,0	0,09	

Tableau 3.2 Renseignements généraux sur les volontaires du groupe II

<i>Volontaires</i>			<i>Vitesse de marche</i>	<i>Anomalies structurelles au niveau des membres inférieurs (diagnostique par un podiatre)</i>
<i>No.</i>	<i>sexe</i>	<i>âge</i>	<i>(m/s)</i>	
1	M	44	0,84	Torsion tibiale + tibia varum
2	M	37	0,80	Légère hyperlaxité ligamentaire
3	F	14	0,93	Hyperlaxité ligamentaire + valgum en charge
4	F	15	0,89	Hyperlaxité ligamentaire + valgum + recurvatum
5	M	23	0,97	Varus du genou
6	F	22	0,80	Hyperlaxité ligamentaire + valgus + pied plat
7	M	37	0,83	Torsion tibiale + rotation fémorale
8	F	13	0,75	Valgus du genou
9	F	11	0,89	Valgus du genou + hyperlaxité ligamentaire
10	M	28	0,88	Genu varum
11	M	21	0,88	Pied creux + Genu varum
<i>Moyenne</i>		24	0,86	6 hommes et 5 femmes
<i>Écart-type</i>		11,7	0,07	

La composante aléatoire d'erreur de mesure est ainsi réduite d'un facteur 5 puisque d'après Taylor (1982) cette erreur est atténuée d'un facteur équivalent à la racine carrée du nombre d'enjambées étudiées. D'autre part, selon une étude basée sur l'étude de l'EMG menée par Arsenault *et al.* (1986), le tapis roulant a été validé comme étant un instrument de laboratoire pour l'étude de la marche. De surcroît, il permet d'augmenter la reproductibilité de la cinématique des enjambées puisque la cadence est imposée par le moteur du tapis roulant et le sujet peut difficilement modifier le régime de sa marche. La vitesse du tapis roulant fixée pour chaque marcheur correspond à la cadence jugée confortable et à laquelle il dit marcher à un régime normal. Pour l'ensemble des volontaires (Tableau 3.1 et 3.2), cette vitesse était située entre 0,80 et 1,11 m/s ($\mu=0.89$ m/s, $\sigma=0,09$ m/s). La vitesse moyenne correspond donc à celle de la littérature (Eng et Pierrynowski, 1993).

Par ailleurs, pour éviter la marche antalgique, les volontaires ont marché pendant 2 à 5 minutes avant le déclenchement des enregistrements. Il a été constaté qu'en général ces marcheurs s'accommodent rapidement au port du système d'attache dont la fixation fémorale (Figure 3.1-A) occasionne au début de sa mise en place quelques malaises au niveau de ses points d'appui à proximité des condyles. Pendant tous les essais, la mise en place du système d'attache et l'exécution de la procédure d'acquisition des données ont été effectuées par la même personne.

3.7 Traitement des données

La fréquence d'acquisition de la cinématique a été fixée à 60 Hz pour les deux systèmes employées (GENI-GAIT et PEAK). Les données des trois rotations du genou (flexion/extension, abduction/adduction, rotation axiale) ont été filtrées à l'aide d'un filtre numérique passe-bas de type Butterworth d'ordre 4 ayant une fréquence de coupure de 10 Hz (Winter *et al.*, 1974; Stephen H. Scott *et al.*, 1991; Schmidt *et al.*, 1997). Les cycles de marche des courbes cinématiques ont été uniformisés et normalisés sur une période unitaire.

Dans un deuxième temps, les mêmes expériences ont été reprises à l'aide du système d'analyse de mouvement opto-électrique de marque PEAKTM. Les données ont été traitées séparément à l'aide des programmes Matlab et Excel.

Enfin, dans la présentation des données nous avons adopté l'approche du découpage percentile du cycle de la marche parce qu'elle autorise toutes les comparaisons et permet d'adopter un langage commun indispensable pour les échanges nationaux et internationaux (Plas *et al.*, 1983).

3.7.1 Étude de la reproductibilité de la marche à l'aide du coefficient ajusté de corrélations multiples

Afin de pouvoir comparer de manière quantitative les patrons cinématiques de marche, la moyenne de chaque essai a été calculée à partir de 24 cycles. Toutes les courbes ont été paramétrisées (*Best fit*) à l'aide d'un polynôme de degré 15 à cause de la bimodalité des patrons cinématiques. Les courbes moyennes ont été évaluées à chaque intervalle de $1/60^{\text{ème}}$ du cycle de la marche.

Le coefficient ajusté de déterminations multiples R_a^2 a été calculé à l'aide des équations 3.6, 3.7 et 3.8 pour chaque série de courbes (Kadaba *et al.*, 1989). Ce coefficient permet d'apprécier la répétabilité inter-sujet avant de procéder à la comparaison des patrons cinématiques correspondant à chaque condition d'essais.

$$R_a^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T \frac{(Y_{ijt} - \bar{Y}_{it})^2}{MT(N-1)}}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T \frac{(Y_{ijt} - \bar{Y}_i)^2}{M(N-1)}} \quad \text{Équation 3.6}$$

$$\bar{Y}_t = \frac{1}{NT} \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T Y_{ijt} \quad \text{Équation 3.7}$$

$$\bar{Y}_{it} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Y_{ijt} \quad \text{Équation 3.8}$$

Où Y_{ijt} est le $t^{\text{ième}}$ point du $j^{\text{ième}}$ essai évalué le $i^{\text{ième}}$ jour,

\bar{Y}_i est la moyenne associée à un point en particulier pour l'ensemble des essais.

\bar{Y} est la moyenne de tous les points considérés pour l'ensemble des tests.

N : nombre total d'essais considérés; dans cette étude N est égal à 24 cycles.

T : nombre d'éléments (points) qui composent le signal analysé. Dans cette étude, T est égal à 61.

M : nombre total de jours d'essais. Puisque tous les essais ont été réalisés le même jour, M est égal à 1.

3.7.2 Étude de l'effet de la vitesse sur la reproductibilité des patrons cinématiques

La vitesse de la marche est un facteur important dont il faut tenir compte lors de l'étude du mouvement. Il a été démontré qu'elle influence les paramètres de la marche tels que la longueur du pas, les patrons cinématiques et les durées des différentes phases du pas (Andriacchi *et al.*, 1977; Crowinshield *et al.*, 1978; Rosenrot *et al.*, 1980). Par exemple, quand la vitesse augmente, le temps de la phase du double appui diminue pour disparaître quand la vitesse de la course est atteinte. Nous allons vérifier lors de cette étude comment la reproductibilité des cycles cinématiques est affectée par la vitesse de la marche. Pour ce faire, 5 volontaires ont marché à leur cadence normale respective et ensuite à la moitié de cette cadence. Les vitesses de la marche ont été réglées avec précision grâce au tapis roulant. Dans le prochain chapitre, nous présenterons les différents résultats de validation du système GENI-GAIT ainsi que les patrons cinématiques des deux groupes de volontaires qui ont participé à cette étude.

CHAPITRE 4

Résultats des validations de GENI-GAIT et de l'évaluation de la marche et des effets de l'orthèse plantaire sur la biocinématique de l'articulation tibio-fémorale

Ce chapitre rassemble les résultats de validation du système d'analyse du genou GENI-GAIT ainsi que les données issues de l'étude de la marche chez les deux groupes de sujets retenus pour la présente étude. Les patrons cinématiques obtenus en 2D dans le plan frontal à l'aide d'une caméra sont présentés à la fin du chapitre. Les différents résultats sont discutés dans le chapitre 5.

4.1 Validations du système GENI-GAIT

La validation mathématique à l'aide de Matlab du programme de calcul d'angles basé sur l'interprétation gyroscopique des angles d'Euler a démontré que les angles calculés correspondent exactement à ceux prédéfinis. Par contre, les simulations expérimentales à l'aide du simulateur SEMGO ont mis en évidence ce qui suit : pour certaines positions extrêmes du cylindre mobile (similitibia), l'erreur peut atteindre 6°. En effet, plus l'amplitude du roulis (flexion) est grande, plus l'erreur des deux autres degrés de liberté est accrue. Par exemple, quand le goniomètre est fléchi à 90°, l'angle du lacet du segment mobile accuse une erreur de 6°. Comme le genou n'atteint pas des amplitudes de flexion extrêmes pendant la marche, seules les données de simulation obtenues pour des flexions de SEMGO d'ordre inférieur ou égal à 65° doivent être considérées. Dans

ce cas, l'erreur (tableau 4.1) demeure dans les limites acceptables (erreur max. $\approx 1,9^\circ$). Les trois dernières colonnes du tableau 4.1 indiquent les différents écarts trouvés entre les valeurs mesurées par le goniomètre Q_m et celles calculées Q_c .

Tableau 4.1 Résultats des comparaisons des mesures expérimentales directes et indirectes.

positions	Mesures directes Q_m			Écarts entre les mesures directes et les angles calculés $\Delta = (Q_m - Q_c)$		
	roulis α	lacet β	tangage γ	roulis $\Delta\alpha$	lacet $\Delta\beta$	tangage $\Delta\gamma$
1	0	15	-20	+1,1	-1,2	-1,3
2	10	9	10	+1,2	+1,1	-1,5
3	20	-9	5	+1,2	+1,4	-1,1
4	30	3	-10	+1,5	-1,8	+1,1
5	40	12	0	-1,7	-1,8	+1,5
6	50	-6	-15	+1,5	-1,7	-1,9
7	60	-3	20	+1,2	+1,1	+1,6
8	70	-12	15	+1,1	+3,0	+3,0
9	80	6	25	+1,8	+4,0	+1,4
10	90	0	-25	+1,9	-6,0	+2,0

4.2 Évaluation de la marche chez les sujets du groupe I

Tous les patrons cinématiques des dix marcheurs sont rassemblés dans l'annexe II. Le Tableau 4.2 contient une compilation des coefficients ajustés de corrélation multiples ainsi que les étendues maximales moyennes atteintes pendant l'activité de la marche. La courbe de gauche de la figure 4.1 illustre un exemple de données brutes (courbes accidentées) et de données filtrées à l'aide du filtre Butterworth (courbe lisse). Sur la partie droite de cette même figure, on peut apprécier d'une manière qualitative la reproductibilité des cycles des patrons de flexion, lesquels ont été normalisés sur un interval unitaire. La courbe tracée en traits épais et continus (Figure 4.1, courbe de droite) correspond à la moyenne calculée à partir de 24 cycles de marche.

Tableau 4.2 Compilation des coefficients ajustés de corrélations multiples et des amplitudes moyennes des mouvements angulaires du genou.

sujets	Coefficients ajustés de corrélations multiples			Amplitudes maximales moyennes des rotations du genou		
	Flex./ext	Add./abd.	Rot. axiale	Flex./ext	Add./abd.	Rot. axiale
1	0,95	0,95	0,79	51	14	12
2	0,99	0,93	0,90	60	7	15
3	0,97	0,96	0,94	48	12	20
4	0,94	0,92	0,77	54	15	10
5	0,99	0,96	0,90	61	12	15
6	0,96	0,97	0,89	43	14	10
7	0,98	0,93	0,92	63	7	25
8	0,96	0,93	0,89	51	10	15
9	0,96	0,87	0,91	49	16	31
10	0,98	0,94	0,64	61	11	17
Moyennes des amplitudes				54	12	17
Écarts-types				6,8	3,9	6,7

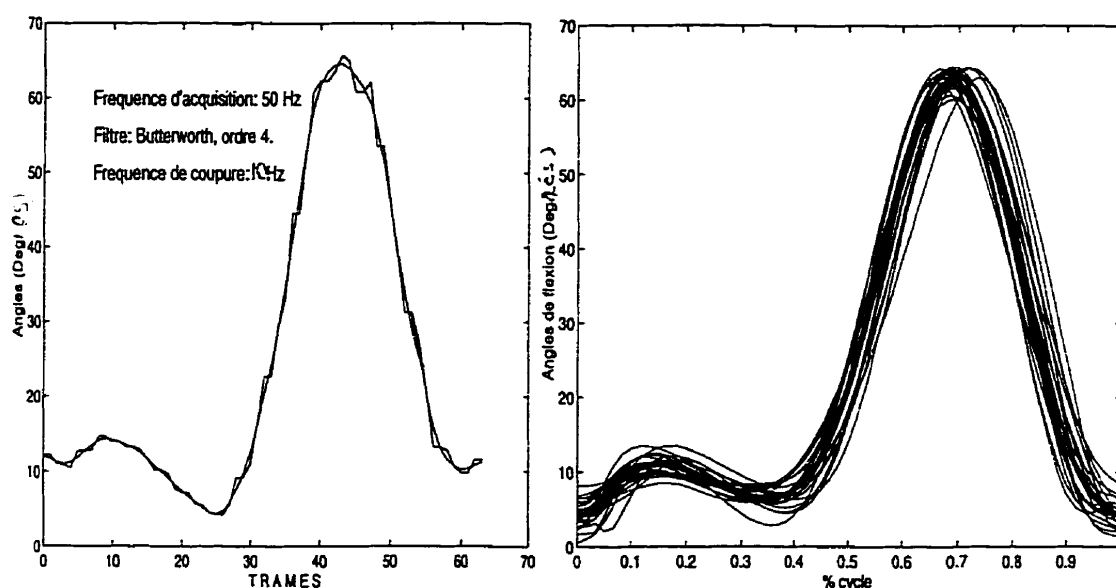


Figure 4.1 Patrons de flexion filtrés (à gauche) et normalisés sur un intervalle unitaire (à droite). La courbe moyenne est tracée en traits épais.

4.2.1. Rotations dans le plan sagittal

Les patrons cinématiques du genou dans le plan sagittal sont biphasiques pour l'ensemble des participants (Figure 4.2 et annexe II). L'articulation tibio-fémorale fléchit deux fois, la première fois pendant la phase d'appui pour atteindre un premier maximum relatif moyen d'environ 25 degrés et la seconde fois tôt lors de la phase d'oscillation pour atteindre le maximum absolu de la courbe flexion/extension. Les deux flexions sont suivies par des extensions. L'étendue moyenne des mouvements flexion/extension de l'ensemble des sujets examinés est de 54° avec un écart-type de 6,8° (Tableau 4.2).

Les marcheurs 1,2,7 et 10 attaquent le sol (taligrade) avec une flexion du genou variant entre 10 et 15°. Les sujets 3,4 et 8 frappent le sol avec une légère flexion du genou inférieure à 5°. Enfin, les sujets 5 et 9 amorcent le taligrade avec l'extension complète du genou.

4.2.2 Rotations dans le plan frontal

Le cycle commence avec l'attaque du talon (Figure 4.2 et annexe II). Pendant le début du rabattement du pied (0 à 14%), le genou évolue légèrement (3°) vers l'abduction se rétablissant par la suite. Dans le cas des sujets 3, 4, 6 et 7, on remarque la présence d'un pallier tout au long de la phase de plantigrade (15 à 50 %). Au contraire, pendant cette même phase, les sujets 1, 2, 5, 8, 9 et 10 manifestent une tendance à l'adduction. L'amplitude de cette adduction est très grande chez le sujet 9 qui montre, d'ailleurs, une grande mobilité de l'ATF dans le plan frontal (16°). Dès le début de la propulsion, l'ATF évolue rapidement vers l'abduction.

Le mouvement d'abduction entamé pendant la propulsion continue et culmine (+5 à +7°) presque en même temps que la flexion. On peut dire que l'adduction et la flexion sont en phase pendant le mouvement d'oscillation.

4.2.3 Rotations dans le plan transversal

Hormis les sujets 1 et 6 (Figure 4.2 et annexe II), l'attaque du talon (taligrade) s'effectue avec une légère rotation externe de la jambe (2 à 6°) qui est suivie aussitôt d'une rotation interne prononcée pour atteindre, chez tous les sujets, un plateau qui sera maintenu tout au long de la phase de plantigrade. L'articulation tibio-fémorale enregistre une deuxième rotation externe pendant la première partie de la propulsion (sauf les sujets 8 et 9). Ensuite, l'articulation évolue en rotation interne prononcée pendant le mouvement de flexion de la phase de l'oscillation pour revenir en rotation externe pour le reste du cycle. On peut dire que la rotation axiale est en opposition de phase avec la flexion pendant la phase d'oscillation. Enfin, l'amplitude moyenne de la rotation dans le plan transversal chez les dix sujets examinés était de 17° ($\sigma=6,7^\circ$).

4.2.4 Sensibilité du coefficient ajusté de corrélations multiples à la vitesse de la marche

Les résultats de l'étude de l'effet de la vitesse sur la reproductibilité des patrons cinématiques sont indiqués au tableau 4.3. Nous constatons à partir de ce dernier que les patrons biocinématiques 3D sont moins reproductibles quand les marcheurs évoluent sur le tapis-roulant à la moitié de la vitesse confortable.

Tableau 4.3 Comparaison des reproductibilités de la marche à deux vitesses différentes.

Sujets	Vitesse1 V1	Vitesse2 V2=V1/2	Coefficients ajustés de corrélations Multiples (V1)			Coefficients ajustés de corrélations Multiples (V2)		
			Flex./ext.	Add./abd.	Rot. axiale	Flex./ext.	Add./abd.	Rot. axiale
1	0,90	0,45	0,97	0,84	0,84	0,87	0,50	0,80
2	0,94	0,42	0,98	0,95	0,90	0,92	0,80	0,73
3	1,12	0,56	0,98	0,93	0,90	0,98	0,67	0,65
4	0,88	0,44	0,98	0,94	0,93	0,96	0,70	0,60
5	0,88	0,44	0,93	0,75	0,85	0,91	0,65	0,84

4.3 Étude de l'effet de l'orthèse à l'aide du système GENI-GAIT

Comme chez le groupe I, les patrons cinématiques des volontaires du groupe II révèlent une plus grande reproductibilité angulaire dans le plan sagittal alors que les rotations dans le plan transversal étaient les moins reproductibles. Les patrons cinématiques du genou enregistrées pendant la phase d'appui chez les dix sujets sont montrés dans l'annexe II. Le tableau 4.4 rassemble les coefficients ajustés de corrélations multiples des cycles de marche ainsi que les étendues maximales moyennes des rotations articulaires atteints lors de la phase d'appui dans les deux conditions de marche (avec ou sans orthèses).

4.3.1 Rotations dans le plan sagittal

L'amplitude de la flexion a été réduite de manière substantielle (7 à 12°) chez les sujets 2, 3, 8, 9 et 11 alors que cette amplitude a grimpé de 5° chez le sujet 4 à la suite du port d'orthèses plantaires (Figure 4.3 et Tableau 4.4). Aucune variation notable n'a été enregistrée au niveau des flexions des cinq autres marcheurs. Par ailleurs, l'orthèse a permis d'éliminer l'hyperextension du genou pendant la phase de propulsion et de

mieux stabiliser la flexion chez le sujet 3 alors qu'elle est aggravée chez le sujet 4 mais à un degré moindre.

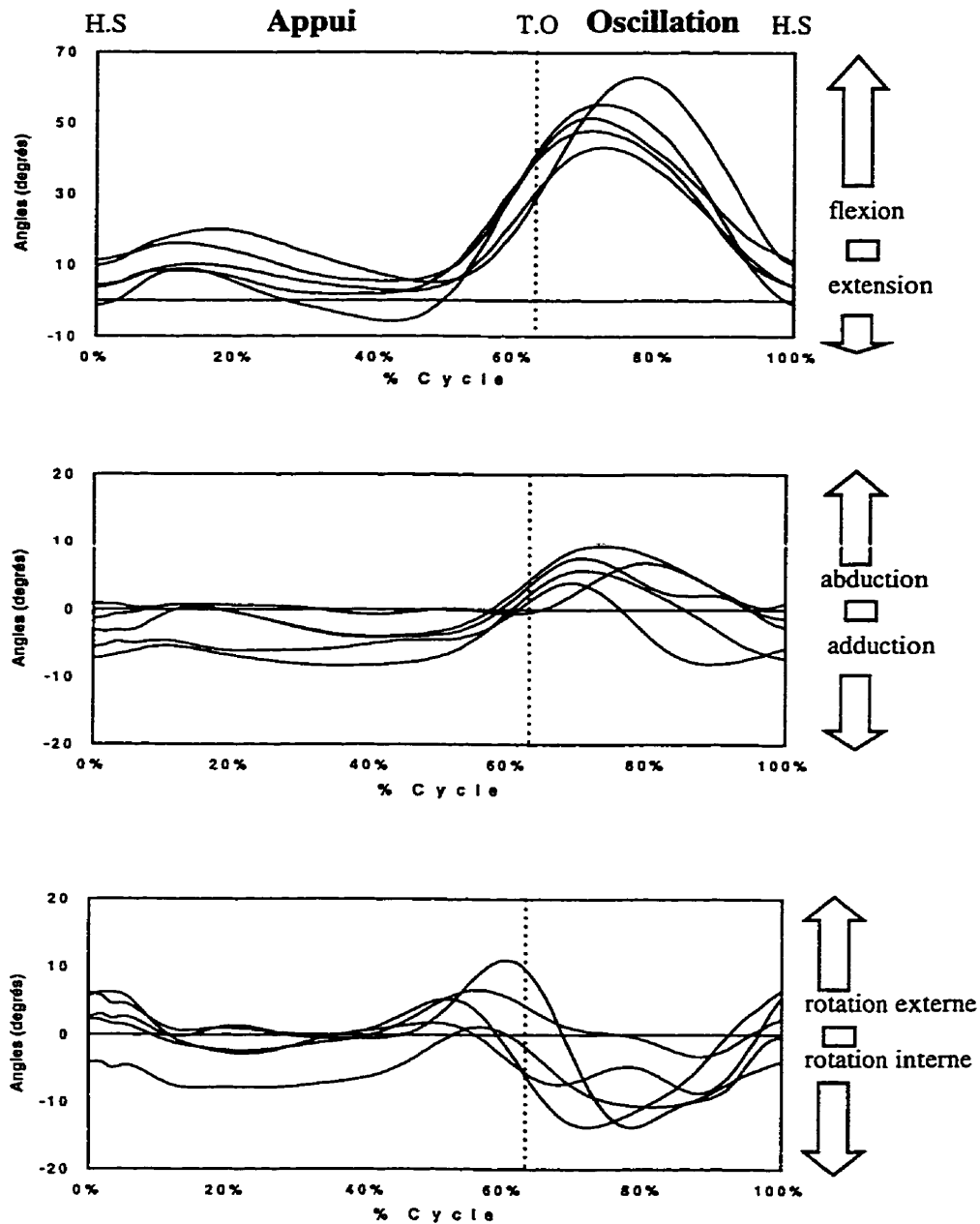


Figure 4.2 Patrons cinématiques moyens des angles du genou de 5 sujets du groupe I.

T.O : décollage d'orteil, H.S : frappe du talon.

4.3.2 Rotations dans le plan frontal

Les sujets 1, 5 et 6 (Figure 4.3 et Tableau 4.4) ont manifesté une augmentation de l'amplitude des mouvements dans le plan frontal d'ordre de 2 à 3,5° alors que les sujets 2, 4, 8, 9 et 11 ont témoigné du phénomène inverse (1 à 5°). D'autre part, chez les sujets 1, 4 et 8 l'orthèse a permis de stabiliser l'angles de varus/valgus surtout à la fin de la propulsion avec des changements qui atteignaient 7° comme dans le cas des sujets 4 et 8.

Les sujets 5, 10 et 11 affichaient des déformations structurelles de l'articulation tibio-fémorale de type *genu varum*. Dans le cas du sujet 5 (Figure 4.4), une légère correction de 1° a eu lieu dans les premiers 35% de la phase d'appui; ensuite, le varus a été aggravé d'un maximum de 3° pendant les derniers 2/3 de plantigrade. Enfin, ce varus a été réduit de nouveau d'environ 2° dans les derniers instants de la propulsion. Quant au sujet 11, une correction du varus maximale de 3° a été atteinte pendant la phase de la propulsion. Cependant, chez le sujet 10, le genou est demeuré strictement insensible au port d'orthèses. Nous avons fait porter à ce même sujet une autre paire d'orthèses dont le but était d'accentuer le varus du genou afin de vérifier si le genou réagirait à cette deuxième paire «mal conçue». Une fois de plus, la biocinématique du genou est demeurée inchangée.

4.3.3 Rotations dans le plan transversal

Les amplitudes des mouvements de rotations axiales ont été moyennement affectées par le port d'orthèse (Figure 4.3). Le port d'orthèses plantaires n'a eu aucun effet sur la rotation dans le plan transversal chez les sujets 2, 6 et 10. En revanche, on note une diminution de la rotation externe de 5° chez le sujet 1 et une augmentation équivalente

chez le sujet 9. Ces changements qui surviennent au niveau de la rotation axiale ont lieu à partir de 65 % du cycle d'appui.

Tableau 4.4 Compilation des coefficients ajustés de corrélation multiples des cycles de marche complets et les amplitudes moyennes des mouvements angulaires du genou pendant la phase d'appui.

sujets	Conditions (avec ou sans orthèses)	Coefficients ajustés de corrélations Multiples			Amplitudes des rotations du genou pendant la phase d'appui (degrés)		
		Flex./ext.	Add./abd.	Rot. axiale	Flex./ext.	Add./abd.	Rot. axiale
1	Sans	0,88	0,91	0,91	32,5	4,1	18,0
	Avec	0,98	0,97	0,90	30,4	7,6	13,4
2	Sans	0,98	0,98	0,92	40,4	7,1	11,1
	Avec	0,98	0,97	0,90	33,6	6,2	10,8
3	Sans	0,93	0,61	0,81	37,1	3,7	13,2
	Avec	0,92	0,64	0,81	27,1	3,6	12,6
4	Sans	0,96	0,91	0,83	45,4	8,1	12,9
	Avec	0,99	0,97	0,96	50,5	3,2	11,1
5	Sans	0,97	0,96	0,93	22,8	10,8	23,3
	Avec	0,99	0,98	0,97	21,9	12,9	24,6
6	Sans	0,98	0,88	0,90	59,8	11,4	18,2
	Avec	0,98	0,94	0,91	59,7	13,3	18,2
7	Sans	0,99	0,97	0,95	27,4	5,8	10,2
	Avec	0,99	0,97	0,96	25,6	5,7	11,1
8	Sans	0,96	0,93	0,92	48,0	14,2	19,2
	Avec	0,96	0,94	0,91	36,7	12,9	18,6
9	Sans	0,97	0,84	0,82	27,4	7,7	7,0
	Avec	0,96	0,54	0,90	17,5	6,2	10,6
10	Sans	0,98	0,94	0,92	47,5	5,4	10,6
	Avec	0,98	0,94	0,93	45,1	5,3	10,6
11	Sans	0,94	0,71	0,85	52,5	8,5	17,0
	Avec	0,96	0,77	0,90	45,0	6,8	14,7

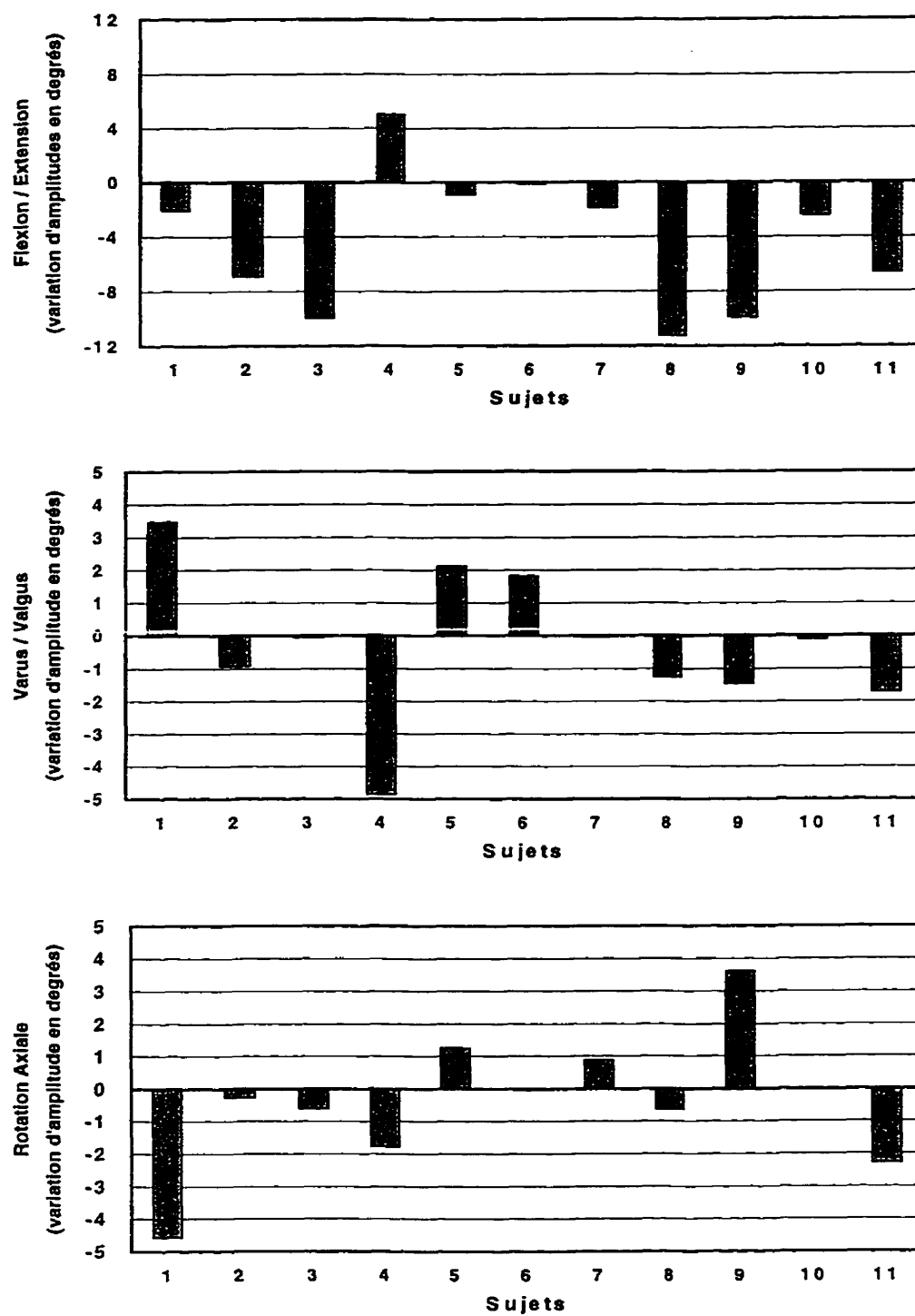


Figure 4.3 Effet de l'orthèse sur les amplitudes moyennes de rotation du genou (diminution : -; augmentation : +). Résultats obtenus à l'aide de GENI-GAIT.

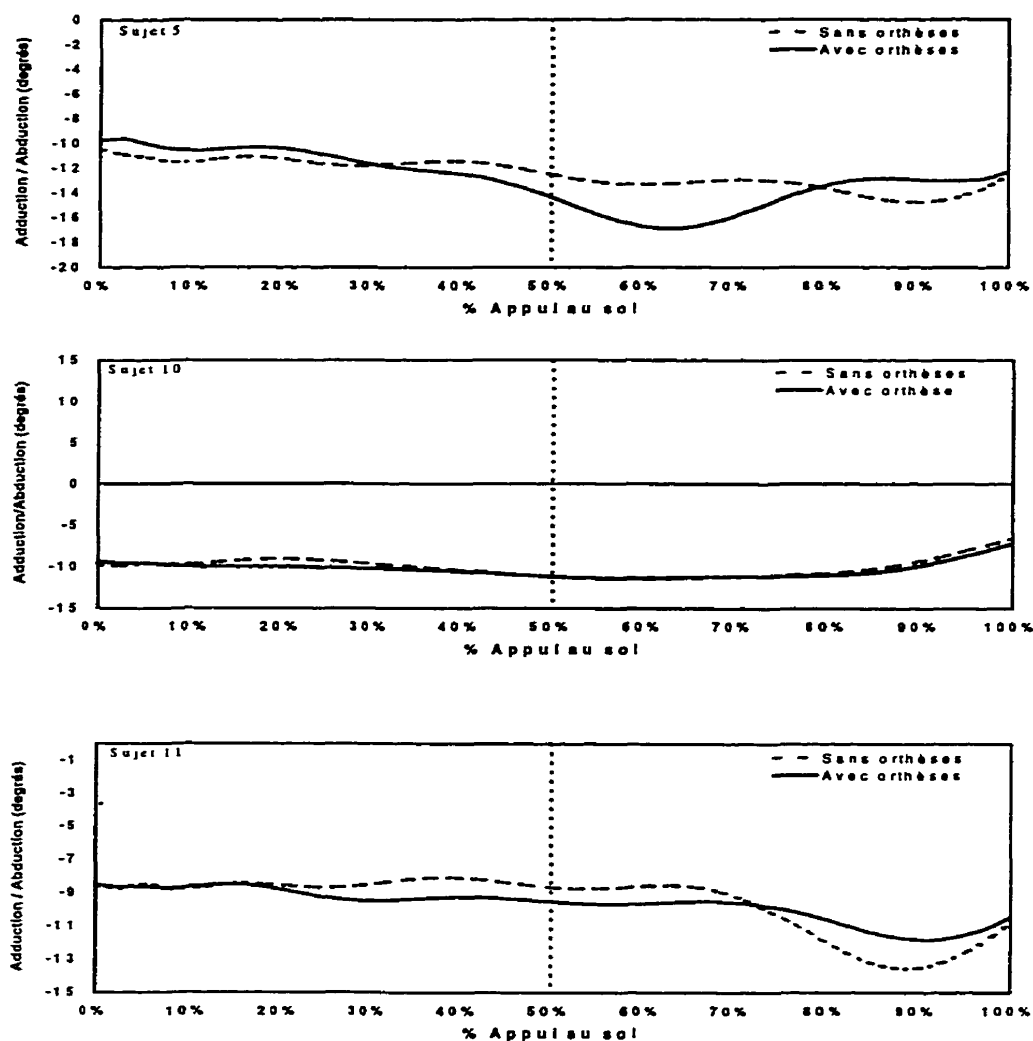
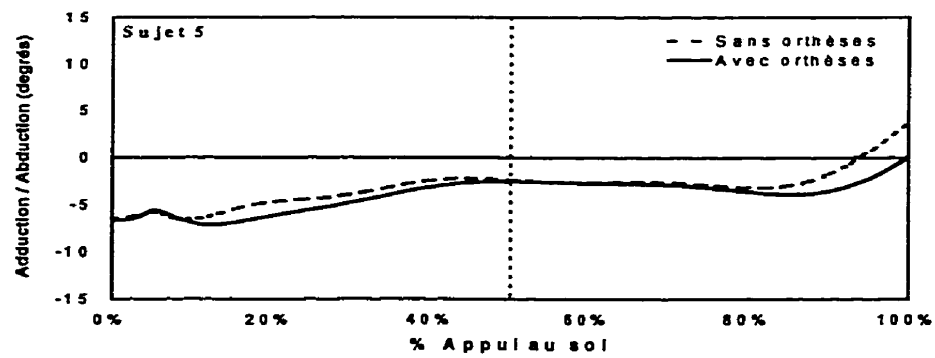


Figure 4.4 Comparaison des angles moyens du genou obtenus à l'aide de GENI-GAIT respectivement chez les sujets 5, 10 et 11 du groupe II.

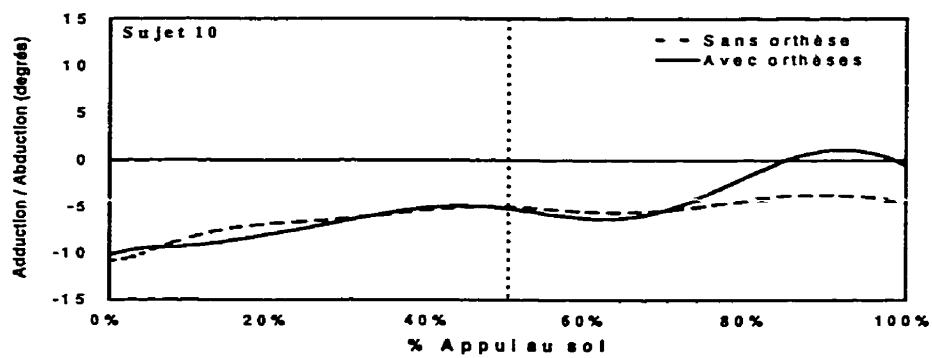
4.4 Étude de l'effet des orthèses à l'aide du système PEAK

D'après la figure 4.5 qui illustre les patrons cinématiques moyens dans le plan frontal tels qu'enregistrés avec le système PEAK, la courbe C ne présente aucune différence entre la marche avec orthèses et sans orthèses. Par contre, les courbes A et B montrent une légère aggravation du varus (3°) en A et une diminution de 5° en B à la suite de port d'orthèses.

A)



B)



C)

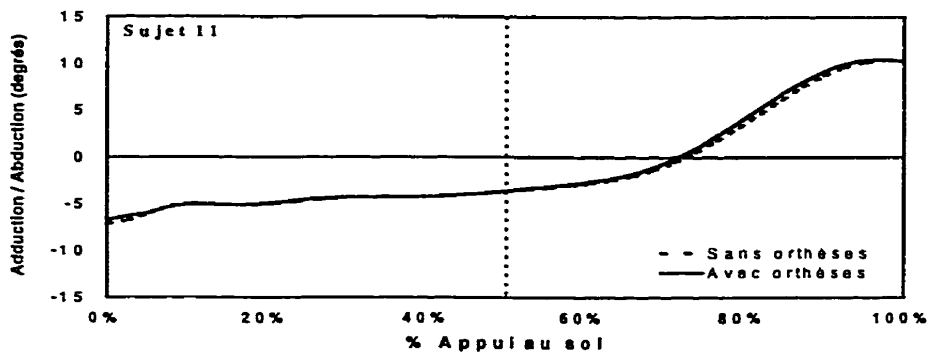


Figure 4.5 Comparaison des patrons cinématiques moyens du genou obtenus pendant la phase d'appui à l'aide d'un système de caméra chez les sujets 5, 10 et 11.

CHAPITRE 5

DISCUSSION GÉNÉRALE

Dans ce chapitre, nous interprétons et commentons les différents résultats obtenus au chapitre 4. Ces résultats concernent la validation du système GENI-GAIT, la marche chez le groupe I et l'effet des orthèses plantaires chez les sujets du groupe II tel que évalué par le système GENI-GAIT (3D) et PEAK (2D). Nous comparons les résultats obtenus dans ce travail à ceux reportés dans la littérature.

5.1 Validation du système GENI-GAIT

L'absence d'erreur dans les résultats de validations mathématiques témoigne de la fiabilité du programme de calcul. En contre-partie, la présence d'erreurs dans la partie expérimentale nous pousse à croire que celles-ci doivent provenir de trois sources distinctes ou combinées :

1. Imprécision au niveau de la numérisation des points de calibrage à cause des imperfections physiques probables au niveau du stylet qui sert de pointeur.
2. Imprécision au niveau des dimensions des composantes mécaniques qui forment l'articulation du simulateur SEMGO qui, d'ailleurs, n'ont pas eu droit à un contrôle métrologique avant son assemblage.

3. Existence de «jeux» mécaniques entre l'articulation métallique et les cylindres plastiques.

Les angles du roulis calculés lors des essais de simulation étaient plus précis que ceux des autres mouvements alors que les angles du lacet étaient les moins précis de tous. Ces résultats concordent avec les résultats obtenus par Deluzio *et al.* (1993) et Chao (1980) qui ont trouvé une erreur maximale de 2° sur les trois composantes angulaires.

Le système GENI-GAIT est donc suffisamment précis pour servir d'instrument de mesure de la cinématique du genou pendant la marche. D'après la revue de littérature (Tableau 5.1, page 91), l'amplitude maximale de flexion pendant cette activité est de 54 à 70°. De plus, le système d'attache employé permet des mesures de la cinématique du genou sur une amplitude de 65° de flexion (Sati, 1995). Pour de telles amplitudes de mouvement, GENI-GAIT accuse une erreur inférieure à 2°. Étant donné l'amplitude d'erreur maximale (1,9°) de SEMGO, l'étude de ces sources n'a pas été poussée plus loin.

5.2 La marche chez les sujets du groupe I

5.2.1 La reproductibilité des rotations

Nous pouvons apprécier la grande reproductibilité des mouvements angulaires à partir de leurs coefficients qui étaient de 94 à 99% pour la flexion, de 87 à 97% pour l'adduction/abduction et de 64 à 94% pour la rotation axiale. D'après Sati (1995), le système d'attache peut causer des erreurs au niveau des mesures de la rotation axiale de l'ordre de 2,3° contre 0,4° pour l'angle d'adduction/abduction, ce qui explique en partie que la rotation axiale soit la moins reproductible des trois composantes angulaires. Par

ailleurs, les coefficients ajustés de corrélations multiples ne peuvent être de 100% pour les trois composantes cinématiques du genou simultanées étant donnés les erreurs de mesure, la redondance musculaire, les réalités physiologiques et le fait que l'ATF soit une chaîne cinématique ouverte.

L'utilisation d'un tapis roulant nous a permis d'enregistrer un grand nombre de cycles, soient 24 cycles comparés aux 10 cycles de Shiavi *et al.* (1987), aux 8 cycles de El Nahass *et al.* (1991) et Genoud (1994) et aux 5 cycles de Reinschmidt *et al.* (1997). Il est évident que plus le nombre de cycles enregistrés est élevé, plus leur moyenne est représentative de la réalité. Selon une électromyographique menée par Kaufman *et al.* (1996), le nombre minimum de pas à considérer lors d'une étude sur la marche doit être supérieur à 22 pas. De surcroît, avant de déclencher l'enregistrement des données cinématiques, il faut attendre que le marcheur atteigne son régime de marche stable. En 1979, Winter et ses collaborateurs ont défini le régime stable «*steady state of gait*» comme étant celui atteint au moment où la différence nette du travail mécanique corporel entre deux enjambées consécutives est nulle. En 1996, Miller et Christopher ont estimé ce temps d'initiation comme étant égal à la durée des trois premiers pas faits à partir de la station debout.

Tout au long de ce travail, nous avons veillé à réduire les variabilités au niveau de la cinématique dues à des facteurs autres que ceux qui sont intrinsèques à la physiologie des individus. À ce titre, nous avons observé plusieurs précautions dont :

1. S'assurer de l'absence de parasites électromagnétiques dans le milieu de l'expérimentation avant de procéder aux acquisitions de données.

2. S'assurer de la stabilité du système d'attache sur la jambe pendant toute la durée de l'expérimentation.
3. Accorder tout le temps requis aux marcheurs pour leur permettre de s'adapter à la marche sur le tapis roulant et au système d'attache et ce, avant de déclencher les enregistrements.
4. Reprendre les tests si le marcheur semble modifier anormalement sa démarche pour des raisons quelconques.
5. Laisser le marcheur lui-même déterminer la vitesse du tapis-roulant pour laquelle il se sent confortable.

Enfin, chez les individus du groupe I, pour pouvoir comparer les patrons cinématiques des différents marcheurs, nous avons retenu des volontaires de même groupe d'âge ($\mu = 25$, $\sigma=3$)

5.2.2 Effet de la cadence de la marche sur la reproductibilité des patrons biocinématiques de l'articulation tibio-fémorale

À partir des résultats du tableau 4.3, nous constatons que la reproductibilité des cycles biocinématique du genou pendant la marche diminue quand la vitesse est très inférieure à la vitesse normale. En effet, lorsque la personne évolue sur le tapis roulant à une vitesse de marche assez élevée, il est plus difficile pour elle de modifier sa démarche d'une manière volontaire qu'à cadence très basse. De plus, à cadence rapide, chacun des pas devient dépendant du pas précédent par le biais du concept de la conservation-réutilisation d'énergie résumé à la section 1.8 du premier chapitre. La variation de la reproductibilité des cycles de la marche en fonction de la vitesse observée dans ce

travail implique aussi des facteurs physiologiques et cinétiques des muscles tels que le recrutement des myofibrilles et l'élongation musculaire qui sont influencés par l'amplitude et la vitesse du déploiement des leviers osseux. Pour éviter que la vitesse influence les résultats de l'évaluation des orthèses plantaires, les volontaires du groupe II ont été analysés à la même vitesse de la marche. Le contrôle de la vitesse de la marche aurait été extrêmement difficile si le tapis roulant n'avait pas été utilisé.

5.2.3 Comparaison des amplitudes des angles de rotation du genou obtenus avec différentes recherches

Le tableau 5.1 dresse la liste des résultats issus de quelques études menées dans les vingt dernières années sur les amplitudes d'angles de rotation du genou pendant la marche. La comparaison doit se faire avec beaucoup de précautions et les données doivent être interprétées dans leur contexte.

À ce titre, les variations d'amplitude existant entre les différentes études peuvent être dues aux types et aux orientations des diverses fixations adoptées par les auteurs tel que discuté par Kadaba et ses collaborateurs dans un article scientifique paru en 1989, à la définition des systèmes d'axes (Pennock et Clark, 1990), à la convention d'angles employée (Woltring, 1994) aux choix de vitesse des sujets testés, aux groupes d'âge, à l'anthropométrie (Craik et Oatis, 1995) et au *cross-talk*. Ce dernier a été défini en 1979 par Chao comme étant la différence entre le mouvement réel de l'articulation et les mesures fournies par le goniomètre.

À notre avis, quels que soient la méthode et l'appareillage utilisés pour la mesure d'angles, y compris GENI-GAIT, le *cross-talk* continuera à exister, à des degrés différents, aussi longtemps que les vrais axes du genou ne seront pas rigoureusement déterminés. Ce sont la nature morphologique complexe du genou et son comportement

dynamique très particulier qui rendent difficile l'évaluation exacte des axes de rotation de cette articulation. En revanche, l'effet *cross-talk* résultant d'une estimation imprécise des axes de rotation anatomiques, peut être réduit si les sites anatomiques sont bien localisés avec des méthodes indirectes telle que la nôtre, et que les goniomètres sont bien positionnés (alignés le mieux possible avec les axes de rotation) lors des mesures directes (goniomètres). Dans ce dernier cas, le *cross-talk* peut être réduit à l'aide de techniques mathématiques comme celles qui ont été présentée par Chao en 1979.

Tableau 5.1 Comparaison de l'étendue des angles maximale du genou entre les différents travaux.

	Présente étude	Sutherland (1972)	Winter (1983)	Chao (1983)	Isacson (1986)	Kadaba (1990)	El Nahass (1991)	Lafortune (1992)
N	10	15	16	110	20	40	25	5
Âge	20-29	19-40	S/O	19-32	25-35	18-40	51-71	27
Technique du mesure	Capteurs magnétiques	Ciné film	vidéo	Goniomè- -tre	Goniomè- -tre	Vicon	Capteurs magnétiques	invasive
axes	A.F	Technique 2D	Euler	A.F	A.F	Euler	A.F	A.F
Flexion	54°	58°	64°	68°	61°	57°	70°	65°
Adduction	12°	S/O	S/O	10°	9°	13°	S/O	9°
Rotation	17°	12°	S/O	13°	13°	16°	13°	10°

5.2.4 La biocinématique du genou pendant le plantigrade

Comme on pouvait s'y attendre, l'angle de flexion/extension couvre une étendue de mouvement assez grande ($\mu=54^\circ$, $\sigma=6,8^\circ$) comparativement à l'abduction/adduction (moyenne= 12° , $\sigma=3,9^\circ$) et à la rotation axiale ($\mu=17^\circ$, $\sigma=6,7^\circ$). Les amplitudes maximales de rotation dans les trois plans sont atteintes au cours de la phase d'oscillation et elles demeurent dans les limites physiologiques. À l'instar des études antérieures, lors de la phase d'appui, la courbe de flexion décrit un mode au cours duquel le genou fléchit pour atteindre un maximum et s'étendre ensuite; seuls les sujets 4 et 9 (annexe II) gardent leurs genoux respectifs tendus pendant cette phase. En effet,

cette flexion du genou est importante pour empêcher l'ascension brusque et exagérée du centre de gravité et du même coup réduire la dépense énergétique. En effet, les sujets qui démontrent de faibles amplitudes de mouvement pendant la phase d'appui doivent compenser ce déficit de flexion en augmentant l'extension de la hanche (Winter, 1980). Par conséquent, les sujets 4 et 9 qui marchent avec un genou stabilisé par trop d'extension auront l'impression de « se hisser sur une perche » à chaque pas; ceci ralentira la progression et ajoutera considérablement à la fatigue ressentie (Plas *et al.*, 1983). À l'encontre de la flexion, l'abduction/adduction ainsi que la rotation axiale demeurent presque inchangées (verouillage articulaire qui rend le tibia solidaire du fémur) pendant la phase de plantigrade, ce qui est en accord avec les études antérieures (Shiavi *et al.*, 1987; Lafortune, 1993; Reinshmidt *et al.*, 1997).

5.2.5 La biocinématique du genou pendant la propulsion

La jambe subit un changement brusque dès les premiers instants de la phase de propulsion : elle tourne latéralement autour de son axe principal. Dès que le pied quitte le sol, on remarque un changement dans le sens de cette rotation axiale même si le genou continue à fléchir pendant le début de la phase d'oscillation (sans charge). Au premier abord, ce phénomène semble contredire le principe de la rotation automatique connu dans la littérature anglaise sous le nom de «*home screw mechanism*» (Shiavi *et al.*, 1987; Blankevoort, 1988; Lafortune, 1992). Cette rotation automatique du genou s'explique par le fait que le condyle externe recule plus que l'interne lors de la flexion du genou, que la fin de l'extension s'accompagne d'une légère rotation externe et que le début de la flexion ne se fait pas sans une discrète rotation interne (Frankel et Nordin, 1980; Kapandji, 1985). Ce recul différentiel des condyles est dû à trois facteurs :

1. L'inégalité de développement du contour condylien
2. La forme des glènes

3. L'orientation des ligaments latéraux

Ce principe de rotation automatique du genou peut être mis en évidence en flexion sans charge (expérience de Roud) où seules les caractéristiques passives (contraintes osseuses et ligamentaires) ainsi que l'activité musculaire (Blankevoort, 1988) interviennent. Or, pendant la poussée de l'orteil, les forces extérieures provenant de la réaction du sol prédominent. Par conséquent, le principe de «*home screw mechanism*» devient discutable pendant la phase de charge. Comment est-il possible d'expliquer cette rotation externe qui accompagne le début de la flexion du genou pendant la phase de propulsion et qui, à notre connaissance, n'a jamais été décrite?

Pendant l'appui, le pied reste aligné sur la trajectoire de progression en avant sans tourner en dedans (Plas et *al.*, 1983). De plus, il ne faut pas perdre de vue que l'articulation tibio-tarsienne (cheville) est de type tenon-mortaise et ne permet donc que des mouvements dans le plan sagittal. Par conséquent, les moments qui surviennent autour des axes parallèles à la droite de la trajectoire de progression et qui naissent au niveau du pied à cause des forces de réaction du sol seront transmis partiellement au genou. Ce couplage des mouvements de pronation-supination du pied et de la rotation axiale du tibia a été décrit de façon théorique par Inman en 1976. Bahlsten (1988), James et *al.* (1978) et NIKE (1989) ont posé l'hypothèse suivante : la pronation du pied entraîne la rotation interne du tibia. Cette hypothèse a été vérifiée pendant la course *in-vivo* par Lundberg et *al.* et *in-vitro* par Siegler et *al.* en 1988. Mais ces observations ne concernaient que la première partie de la phase d'appui.

Les fléchisseurs du genou (Figure 5.1) sont en même temps ses rotateurs; ils se répartissent en deux groupes suivant leur point d'insertion sur le squelette jambier (Kapandji, 1985) : 1) ceux qui s'attachent en dedans (les rotateurs internes) et 2) ceux qui se fixent en dehors (les rotateurs externes). Seuls les derniers interviennent dans notre analyse. Les rotateurs externes sont présentés par le biceps et le tenseur du *fascia lata*. Ce dernier ne devient fléchisseur-rotateur externe que lorsque le genou est fléchi;

sur un genou complètement étendu, il perd son action de rotation et devient extenseur : il verrouille l'extension (Kapandji, 1985). Or, pendant la phase de la poussée, le genou fléchit suffisamment (plus de 30°) pour permettre au tenseur du *fascia lata* de passer de l'extenseur au fléchisseur-rotateur externe. Ce tenseur a un second rôle qui est la protection de *valgum* du genou, son absence mettra le genou en *varum* marqué (Plas *et al.*, 1983). Si l'on revient maintenant à la courbe d'abduction/adduction (Figure 4.2), on voit nettement que le genou tend vers l'abduction pendant la phase de la poussée. Cela renforce notre hypothèse sur le double effet du *fascia lata* au cours de cette phase cruciale de la marche. Quand le pied quitte le sol, l'activité musculaire chute et la rotation interne prend la place de la rotation externe en raison de la rotation automatique dont le principe a été expliqué précédemment.

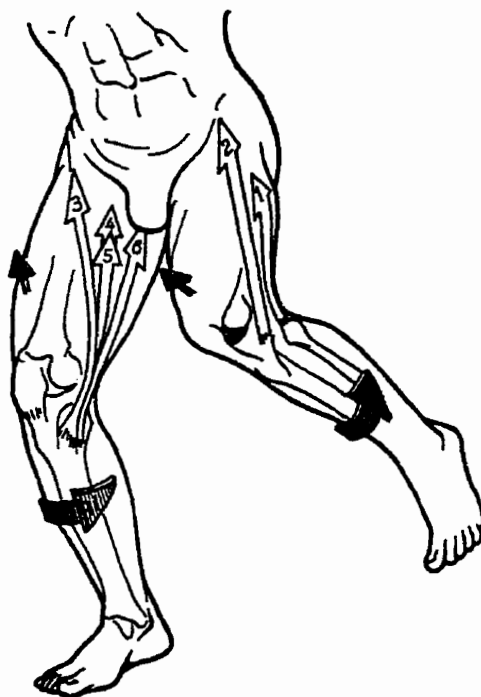


Figure 5.1 Action des muscles fléchisseurs du genou.

1) le biceps, 2) le tenseur du *fascia lata*. (Source : Kapandji, 1985)

5.2.6 La biocinématique du genou pendant l'oscillation

Une flexion suffisante au début de l'oscillation est importante afin d'éviter que le grand orteil ne heurte le sol (Piazza *et al.*, 1996). Winter (1992) a rapporté que le dégagement moyen du grand orteil est de seulement 1,29 centimètres; cette distance est sensible aux changements des angles de flexion du genou. Ceci dit, nous pouvons discuter sur la cause des variations inter-sujets enregistrées au niveau des angles de flexion à la fin de la phase digitigrade ($\alpha=27$ à 45°). Pour une même pointure, les personnes de grande taille auraient tendance à fléchir d'avantage le genou à la fin de la phase digitigrade. De même, pour une longueur donnée de membres inférieurs, les personnes qui chaussent de grandes pointures fléchiraient davantage le genou. Cette hypothèse mérite d'être vérifiée et de faire l'objet d'un travail séparé tant il revêt d'importance dans le domaine de la réadaptation et de la conception de prothèses du pied, du genou et de la hanche.

Quand le pied quitte le sol, la jambe se libère de l'effet des forces de réaction et l'activité musculaire chute à un niveau plus bas que celle atteinte quand le pied est en charge. Pendant la flexion du début de l'oscillation, le tibia tourne médialement. Cette rotation axiale s'inverse lorsque le genou commence à s'étendre. Cette synergie relative entre la rotation axiale et la flexion du genou a été observée par plusieurs chercheurs tels que El Nahass *et al.* (1991) qui ont utilisé un exosquelette semblable au nôtre. Chao et ses collaborateurs (1983) qui ont employé un goniomètre ont obtenu des résultats sensiblement similaires mais la synergie était moins apparente. D'après les résultats obtenus invasivement par Lafortune à l'aide de tiges corticales (1992), non seulement cette synergie n'existait pas, mais la rotation externe du tibia était, en plus, présente tout au long de la phase d'oscillation. Ceci l'a même amené à remettre en question le phénomène de la rotation automatique du genou!

Pendant l'oscillation, on observe une synergie entre l'angle d'adduction/abduction et l'angle de flexion/extension dans ce sens que la flexion et l'extension sont accompagnées respectivement de l'abduction et de l'adduction ce qui est en accord avec les résultats de Lafortune (1992) mais en opposition à ceux de Shiavi (1987) qui a rapporté l'existence du phénomène inverse. À ce sujet, il faut noter que Shiavi n'a mentionné aucune correction, à l'aide de méthodes reportées dans la littérature, du *cross-talk* de la rotation axiale qui affecte de manière significative les mesures d'angles de flexion/extension et d'adduction/abduction (Chao, 1979). De plus, puisque la distinction entre les mouvements d'abduction et d'adduction ne se fait qu'à l'aide de conventions de signe prédéfinies, une inversion de polarités aux bornes des potentiomètres du goniomètre peut facilement conduire à des erreurs au niveau de l'interprétation des mouvements. D'où l'importance de la validation et de la calibration des instruments de mesures d'angles avant leur utilisation, ce que, Shiavi n'a nullement mentionné dans sa publication.

Le tableau 5.2 rassemble les mouvements du genou trouvés lors de différentes investigations. Il décrit les rotations du genou dans les trois plans (colonnes) lors des différentes phases de la marche (lignes) telles que trouvées dans cette étude et reportées par différents auteurs. Par exemple, lors de la phase de la poussée de l'orteil, Lafortune (1992) et El Nahass (1991) ont trouvé que le tibia tourne vers l'intérieur (colonnes I correspondantes) alors que nous avons observé le mouvement contraire (colonne X correspondante).

Tableau 5.2 Comparaison de comportements du genou pendant la marche chez les sujets étudiés dans la présente étude et ceux étudiés par différents auteurs.

		Présente étude						Lafortune (1992)						El Nahass (1991)						Shiavi (1987)					
	Mouvements	F	E	D	B	I	X	F	E	D	B	I	X	F	E	D	B	I	X	F	E	D	B	I	X
A p p u i	Attaque		√	√		√			√				√		√						√				
	Plantigrade	√	√			√		√	√				√	√	√			√		√	√		√	√	
	Poussée de l'orteil	√		√			√	√				√						√		√		√			
O s c i l l a t i o n	Flexion				√	√					√		√					√				√		√	
	Extension			√			√		√			√						√					√		√
	Fin de l'extension						√					√						√							√

F : Flexion X : Rotation externe

E : Extension I : Rotation interne

D : Adduction B : Adduction

5.3 La marche chez les sujets du groupe II

Dans cette étude, nous avons utilisé un système d'attache qui réduit considérablement les erreurs dues aux mouvements des masses molles, nous avons enregistré un nombre considérable de pas et nous avons calculé une grande reproductibilité des cycles de la marche. Par conséquent, il est admissible de se baser sur les résultats obtenus pour commencer une étude préliminaire de l'effet des orthèses sur la cinématique de l'articulation tibi-fémorale chez l'échantillon considéré.

Chez les sujets investigués, les orthèses du pied ont altéré la biocinématique du genou dans les trois plans. Fait intéressant, les changements majeurs surviennent pendant la phase de la propulsion. Ce qui nous paraît normal puisque c'est à ce moment que le genou fléchit en débloquent son verrouillage pour permettre une meilleure mobilité de cette articulation. Ceci est en accord avec les résultats obtenus par Eng et Pierrynowski (1994). De cette observation, nous pouvons constater que l'orthèse du pied peut altérer les mouvements des articulations autres que celle du pied et de la cheville à des degrés différents.

Notre étude soulève plusieurs autres faits intéressants, par exemple le sujet 6 souffrant de platypodie (pied plat), même si l'orthèse a permis de redresser les arches de ses pieds la rotation axiale de sa jambe n'a pas été affectée. Or, plusieurs chercheurs (Bahlisen, 1988; James *et al.*, 1978; Inman, 1976 et Nigg *et al.*, 1993) ont suggéré que la hauteur d'arche influence le degré de rotation tibial pendant la marche en ce sens que la pronation du pied due à un pied plat accentue la rotation interne. Par ailleurs, le port d'orthèses a permis au sujet 6 de diminuer à la fois le strabisme et le recurvatum du genou respectivement de 5° et 4°. Pour la correction de recurvatum, l'orthèse a été effective tout au long de la phase d'appui.

Par ailleurs, les résultats obtenus à l'aide du système de caméra PEAK sur les trois sujets souffrant du genou varum ne concordent pas avec les patrons cinématiques obtenus à l'aide de GENI-GAIT chez ces mêmes sujets. Par exemple, le sujet 11 ne présente aucune altération cinématique après le port de l'orthèse quand il est analysé à l'aide de PEAK alors qu'on note un redressement de varus d'ordre de 2° quand cette cinématique est évaluée à l'aide de GENI-GAIT. Le phénomène inverse a été observé chez le sujet 11. Les différences enregistrées entre les données recueillies à l'aide des systèmes PEAK et GENI-GAIT mettent en évidence l'influence des systèmes de mesures sur les grandeurs cinématiques mesurées. Puisqu'il a été facile de constater

l'ampleur des mouvements des marqueurs cutanés collés à la cuisse, on peut se douter de la précision des mesures obtenues à l'aide du système PEAK. Ces mouvements sont dus, comme il a été mentionné à plusieurs reprises auparavant, aux masses molles telles que les muscles qui recouvrent les os. Si l'on tient compte de ces inconvénients des marqueurs cutanés ainsi que le prix élevé des systèmes de caméra et des logiciels qui les accompagnent, on pourra apprécier les potentiels commercial et clinique que représente GENI-GAIT.

CHAPITRE 6

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

6.1 Conclusion

L'objectif de ce travail était de proposer une méthode quantitative permettant d'évaluer l'effet de l'orthèse plantaire sur la biocinématique de l'articulation tibio-fémorale chez des sujets souffrant de divers problèmes structurels notamment le *genu varum*. Pour ce faire, un choix s'imposait au niveau de la méthodologie à adopter. Les caméras et les marqueurs cutanés sont généralement très répandus mais les imprécisions des mesures qui découlent des mouvements des tissus mous limitent leur utilité. Pour contrer ce problème, nous avons opté pour l'emploi de l'exosquelette développé au sein de notre groupe. L'étape suivante consistait à développer un logiciel informatique qui servirait à calculer l'amplitude des mouvements du genou et une méthode de calibrage absolu basée sur des repères anatomiques nécessaires pour la construction des différents systèmes d'axes. Nous avons respecté les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* dans notre démarche. Nos résultats vont dans le sens de la volonté manifestée par la communauté scientifique pour la normalisation des procédures de l'analyse du mouvement. De plus, tous les détails concernant la méthodologie sont explicitement inclus dans ce rapport. Par conséquent, il est possible de comparer nos résultats à ceux issus d'autres études pourvu que celles-ci fournissent à leur tour l'ensemble de la méthodologie dans tous ses détails.

GENI-GAIT a été validé de manière mathématique et expérimentale avant son emploi pour analyser la biocinématique du genou. Deux types d'analyses ont ensuite été

entreprises au cours de cette étude : 1) analyse de la marche chez des sujets sains, 2) analyse de l'effet des orthèses plantaires chez des sujets souffrant de divers problèmes structurels du genou. Par l'analyse de la marche, nous avons obtenu des patrons cinématiques comparables à ceux reportés dans la littérature. De plus, les amplitudes du mouvement étaient conformes aux réalités anatomiques et les cycles biocinématiques de la marche étaient très reproductibles. Aussi, nous avons démontré que la vitesse de la marche n'affecte pas seulement les paramètres de la marche tel qu'il a été démontré par plusieurs chercheurs mais elle influe aussi sur la reproductibilité des cycles biocinématiques. Ceci revêt une importance capitale dans l'analyse de la marche surtout quand il s'agit d'évaluer un traitement donné. En ce qui concerne les patrons cinématiques, nous avons constaté que les amplitudes angulaires du genou sont plus importantes pendant la phase d'oscillation. Au cours de cette phase, l'abduction et la rotation interne accompagnent la flexion alors que l'adduction et la rotation externe se manifestent en même temps que la jambe s'étend à la fin du cycle de la marche. Nous avons aussi noté que la jambe évolue en légère rotation externe pendant la phase de la propulsion.

Lors de l'examen de l'effet de l'orthèse plantaire à l'aide de GENI-GAIT, nous avons démontré que les orthèses du pied peuvent altérer la biocinématique et la mobilité du genou dans les trois plans et ce d'une manière quantifiable. Les changements majeurs surviennent pendant la phase de la poussée. Étant donné le nombre considérable de cycles enregistrés, la grande reproductibilité des patrons biocinématiques et la qualité de la fixation des capteurs, les changements notés au niveau biocinématique ne peuvent être donc imputables qu'au port d'orthèses. Il faut noter que dans la plupart des recherches antérieures, même les plus réputées d'entre-elles, le nombre de cycles enregistré et analysé chez chaque marcheur ne dépassait pas douze cycles et les méthodes employées avaient rarement droit à une validation rigoureuse. D'où l'originalité et la valeur scientifique de cette présente étude.

6.2 Recommandations

GENI-GAIT nous paraît être un bon compromis entre les méthodes hautement invasives qui cherchent à éliminer les imprécisions dues aux mouvements des tissus mous et les méthodes très permissibles qui utilisent des marqueurs cutanés peu fiables pour les mesures nécessitant une grande précision. Par ailleurs, il faudrait entreprendre une étude fluoroscopique ayant pour but de vérifier si les tissus mous couvrant les os au niveau des sites de fixation de l'exosquelette bougent de la même manière (distance et amplitude) que lors de la flexion active (sans charge) tel que ce fut étudié au sein de notre groupe par Sati et ses collaborateurs. Le cas échéant, les résultats obtenus serviraient à améliorer le système d'attache actuel pour qu'il soit mieux adapté à l'analyse de la marche. L'approche de Reinschmidt et ses collaborateurs (1997) devra être adoptée dans une ultime étape de validation du système d'attache et de l'étude fluoroscopique. Dans le but de quantifier les mouvements de la peau et leur répercussion sur la précision des calculs cinématiques du genou pendant la marche, Reinschmidt et *al.* (1997) ont utilisé une méthode invasive. Cette dernière consiste à enregistrer la biocinématique du genou en employant simultanément des marqueurs cutanés et des marqueurs trans-cutanés (marqueurs placés sur des tiges introduites dans les os). Au premier abord, cette méthode de comparaison paraîtrait trop radicale. Mais, puisque les potentiels clinique et commercial de GENI-GAIT sont importants si l'on se fiait aux résultats obtenus dans cette étude et aux avis de ses utilisateurs futurs (médecins orthopédistes, orthésistes, podiatres, fabricants d'orthèses plantaires, etc.) recueillis lors de différents symposiums et congrès nationaux et internationaux (POES, Montréal 1996; SIBA, Montréal 1997; ESB, Toulouse, 1998), une validation invasive supervisée par des orthopédistes est donc justifiée. Au niveau de la numérisation des repères anatomiques, on doit augmenter le nombre de points enregistrés par site anatomique afin d'optimiser la précision de la mesure en éliminant les erreurs inhérentes aux imprécisions physiques du pointeur et des capteurs magnétiques.

Pour l'étude de l'effet des orthèses, il faut maintenant entreprendre de nouvelles études où les sujets étudiés sont regroupés selon la pathologie, l'âge et le sexe (former des groupes plus homogènes). Il faut aussi augmenter la taille des échantillons analysés.

Enfin, ce projet a traité l'un des sujets les plus abordés dans la littérature biomécanique. Il a permis de rassembler et de commenter dans une même étude l'essentiel des aspects qui animent les discussions contemporaines reliées au processus cinématique de la marche. Nous avons essayé, dans la mesure du possible, de réduire toutes les sources d'erreurs aussi bien au niveau de l'acquisition des données qu'au niveau de leur traitement. De plus, nous avons fourni tous les détails concernant notre méthodologie, de la description et du choix de méthodes analytiques au déroulement des expériences. Tous les choix ont été justifiés au meilleur de nos connaissances.

Les maillons faibles de l'étude des mouvements articulaires seraient dans un futur proche consolidés grâce aux différents efforts qui s'investissent un peu partout parmi la communauté scientifique et les groupes de recherche, y compris le nôtre. Par ailleurs, les laboratoires de l'analyse clinique du mouvement prolifèrent en occident suite au vieillissement de la population. On estime que dans la Communauté Européenne, trois mille personnes par million bénéficient actuellement des services de réadaptation, et ce nombre ne cesse d'augmenter. Afin d'établir les procédures de bonne pratique de laboratoire et d'en assurer la qualité, une commission européenne d'accréditation a été mise sur pied le premier mai 1998. Cette commission qui se nomme "Commission Européenne de l'Accréditation des Laboratoires d'Analyse du Mouvement (ABCMALÉ)", de concert avec différents intervenants dans le domaine de la santé (gouvernements et hôpitaux) ainsi que différents organismes (ISB, ESMAC, ISCAS, etc.) et instituts universitaires, dresseront certainement la trajectoire que va prendre la biomécanique du mouvement dès le début du prochain millénaire. C'est à suivre...

Références

ANDREWS, J.G. (1984). On the specification of joint configurations and motions. Journal of Biomechanics, 17(2), 155-158.

ANDRIACCHI T., OGLE J. & GALANTE J. (1977), Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. Journal of Biomechanics, 10-261.

ARSENAULT, A.B. & Winter, D.A. (1986), Treadmill versus walkway locomotion in humans : an EMG study. Ergonomics, 29(5), 665-676.

BAHLSSEN, A. (1988). The etiology of running injuries: a longitudinal, prospective study. Thèse de doctorat, L'université de Calgary, Calgary, Alberta.

BAUMGARTNER, R., OCHSNER, O. (1995). Désaxations au niveau du genou. Checklists de médecine, orthopédie (138-139). Vigot, Paris.

BERNS, G.S., HULL, M.L. & PATTERSON, H.A. (1990). Implementation of a five degree of freedom automated system to determine knee flexibility in vitro. Journal of Biomechanical Engineering, 112, 392-400.

BLANKEVOORT, L., HUISKES, R. & DE LANGE, A. (1988). The envelope of passive knee joint motion. Journal of Biomechanics, 21(9), 705-720.

BLEAU, J. (1995). L'évaluation de la marche. Optimum, revue de recherche de Medicus, Montréal, 5(1), 8 p.

BRAND, B.-A. (1992). Assessing gait for clinical decisions. VIII Meeting of the European Society of Biomechanics. Rome, Italie.

- BRAND, R. (1981). Comment on criteria for patient evaluation tools. Journal of Biomechanics, 14(9), 655.
- BRAUNE , W. & FISCER, O. (1895). The human gait. Springer-Verlag, Berlin, 437 p.
- BURDEA, G. & COIFFET, P., (1993). Les outils de la réalité virtuelle. La réalité virtuelle (pp. 17-74). HERMES, Paris.
- CASTAING, J., DELPLAGE, J., LE ROY, J.D. (1960). La cheville, editions Vigots, 53 p.
- CAVANAGH, P.R. (1990). The Mechanics of distance running : A historical perspective. Peter R. Cavanagh (Ed), Biomechanics of distance running (pp.1-31). Human Kinetics Books, Champaign, É.U.A.
- CHAO, E.Y. (1975). Function evaluation of total knee replacement patients through gait analysis. ISA Paper 75-APMB-5, ASME Publication.
- CHAO, E.Y. (1980). Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. Journal of Biomechanics, 13, 989-1006.
- CLAUSTER, J. & SIMON L. (1992). Troubles congénitaux et statiques du pied , Masson, Paris, 80 p.
- COLE, G.K., NIGG, B.M. & RONSKY, J.L. (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. Journal of Biomechanical Engineering, 105, 55-61.
- CRAIG, J.-J. (1989). Spatial descriptions and transformations. Introduction to robotics mechanics and control (pp. 19-66), 2nd ed, Addison-Wesley Publishing Company Inc, É.U.A.

CRAIK, R.L., OATIS, C.A. (1994). Kinematics theory. CRAIK, R.L., OATIS, C.A. (Eds.). Gait analysis (pp. 159-182). Mosby, É.U.A.

CRAIK, R.L., OATIS, C.A. (1994).. CRAIK, R.L., OATIS, C.A. (Eds.). A review of body segmental displacement, velocity, and acceleration in human gait. Gait analysis (pp. 205-222). Mosby.

CROWNINSHIELD, R.D., BRAND, R.H. & JOHNSTON, R.C. (1978). The Effects of Walking Velocity and Age on Hip Kinematics and Kinetics. Clin. Orht. And Rel. Research, 132, 140-144.

DELUZIO, K.J., WYSS, U.P., LI, J. & COSTIGAN, P.A (1993). A procedure to validate three-dimensional motion assessment systems. Journal of biomechanics, 26(6), 753-759.

DONATELLI R. (1990). Biomechanical evaluation for functional orthotics. The Biomechanics of the Foot and Ankle (pp. 131-147). F.A. Davis Company, Philadelphia, É.U.A.

DUCROQUET, R.J. (1965). La marche et les boîtieries, étude des marche normales et pathologiques. Masson et cie, Paris, 280 p.

EL NAHASS, B., MADSON, M.M. & WALKER, P.S. (1991). Motion of the knee after condylar resurfacing, an in vivo study. Journal of Biomechanics, 24(12), 653-665.

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, 74(9), 836-844.

GENOUD, P. (1994). 3D gait analysis model: a new approach. Third international symposium on 3-D analysis of human movement (pp. 45-48). Stockholm, Suède.

GOLDSTEIN, H. (1959). Classical mechanics, Addison-Westey Publishing Company, Reading, Massachusetts.

GOWITZKE, B., MILNER, M. (1976). On the skeletal system. Understanding the scientific bases of human movement (pp. 1-39), 2^{ème} édition. WILLIAMS & WILKINS. Baltimore,

GROOD, E.S & SUNTAY, W.J (1983). A joint coordinate system for the clinical description of the three dimensional motions: Application to the knee. Journal of Biomechanical Engineering, 105, 136-144.

GROOD, E.S. & SUNTAY, W.J. (1981). Comment on "justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation". Journal of Biomechanics, 14(9), 653-655.

GROSS, T.S. & BUNCH, R.P. (1989). Discrete normal plantar stress variations with running speed. Journal of Biomechanics, 22(6/7), 699-703.

INMAN, V.T., RALSTON, H.J., & TODD, F. (1981). Human walking. William & Wilkins. Baltimore, É.U.A.

ISACSON, J. & BROSTRÖM, L. A. (1988). Gait in rheumatoid arthritis: an electrogoniometric investigation. Journal of Biomechanics, 21(6), 451-457.

ISB Standardization and Terminology Committee (1992). The ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data (Draft Version 4.0, March 1992). ISB Newsletter, 45, 5-9.

JAMES, S. L., BATES, B.T & OSTERNIG, L.R. (1978) Injuries to runners. Am. J. Sports Med, 6, 40-50.

JANS, H.W.J, DRTMANS, L.J.M.G, SAUREN, A.A.H.J.& HUSON, A. (1988). An experimental approach to evaluate the dynamic behavior of the human knee, Journal of Biomechanical Engineering, 110, 69-73.

JOHNSTON, R.C. & SMIDT, G.L. (1969). Measurement of hip joint motion during walking. Evaluation of an electrogoniometric method. Journal of Bone Joint surgery. 51A, 1083-1094.

KADABA, M.P., RAMAKRISHNON, H.K. & WOOTTEN, M.E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. Journal of Orthopaedic Research, 8(3), 383-392.

KADABA, M.P., RAMAKRISHNON, H.K., WOOTTEN, M.E., GAINES, J., GORTON, G. & COCHAN, G.V.B. (1989). Repeatability of kinematics, kinetics, and electromyographic data in normal adult gait. Journal of Orthopaedic Research, 7(6), 849-861.

KAPANDJI, I.A (1985). Physiologie articulaire, 5^{ème} édition, Tome 2, Maloine S.A, Paris, 270 p.

KARPOVICH, P. V. & KARPOBICH, G. P. (1959). Electrogoniometer: a new device for study of joints in action. Fed. Proc, 18, 79.

KAUFMAN, K.R., CHAMBERS, H.G & SUTHERLAND, D.H. (1996). How many gait cycles are needed to obtain reliable data?. ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, p. 481-482.

KINZEL, G.L. & HALL, A.S. (1972). Measurement of the total motion between two body segments – II. Description of application. Journal of Biomechanics, 5, 93-105.

KIRSTUKAS, S.J. & LEWIS, J.L. (1992). 6R instrumented spatial linkages for anatomical joint motion measurement, part 1: design. Journal of Biomechanical Engineering, 114, 92-100.

KOH, T.J., GRABINER, M.D. & DE SWART, R.J. (1992). In vivo tracking of the human patella. Journal of Biomechanics, 25(6), 637-643.

KOLEN, P.T., RHODE, J.P. & FRANCIS, P.R. (1993). Absolute angle measurement using the earth-field-referenced Hall effect sensors, Journal of biomechanics, 26(3), 265-270.

KREIGHBAUM ELLEN & M. BARTHELS KATHARINE (1990). Biomechanics an Qualitative approach for studying human movement, Macmillan Publishing Company, 3ème edition, New York, É.U.A.

LAFORTUNE, M.A, CAVANAGH, P.R., SOMMER, H.J & KALENAK, A. (1992). Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. Journal of Biomechanics, 25(4), 347-357.

LAFORTUNE, M.A, CAVANAGH, P.R., SOMMER, H.J & KALENAK, A. (1994). Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. Journal of Orthopaedic research, 12(3), 412-420.

LAFORTUNE, M.A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. Journal of Biomechanics, 24(10), 877-886.

LAMOREUX, L.A. (1971). Kinematic measurements in the study of human walking. Bull. Prosth. Res., 3, 10-15.

LEARDINI, A., RINALDI, G., MELANDRI, R. & CATANI, F. (1993). Second international symposium on 3-D analysis of human movement (pp. 148-151). Poitiers, France.

LI, J. (1992). An integrated gait analysis system (QGAIT) for evaluation of individual loading patterns at knee joint during gait. Thèse de Ph.D., Department of Mechanical Engineering, Queens University, Kingston, Canada.

LUNDBERG, A (1988). Patterns of motion of the ankle/foot complex. Kongl Carolinska Medico Chirurgiska Institutet, Stockholm, 75 p.

MANN, R.W. & ANTONSSON, E.K. (1983). Gait analysis, precise, rapid, automatic 3-D position and orientation kinematics and dynamics. BULLETIN of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute, XLIII(2), 137-146.

MEGLAN, J.F. (1989). Quantification of knee motion. Mémoire de maîtrise, The Ohio State University, É.U.A.

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, 14(12), 823-824.

MIYAZAKI, S. & ISHIDA, A. (1991). New mathematical definition and calculation of axial rotation of anatomical joints. Journal of Biomechanical Engineering, 113, 270-276.

MORECKI, A., EKIEL, J. & FIDELUS, K. (1984). Cybernetic systems of limb movements in man, animals and robots. Halsted Press, New York, É.U.A., 242 p.

MORELAND, J.R. , BASSET, W.L. & HANKER, G.J. (1987). Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. The Journal of Bone and Joint Surgery, 69-A(5), 745-749.

NIKE Sport Research Laboratory (1989). Common running injuries. Nike Sport Research Review, Mars/Avril.

PEARCY, M.J. & HINDLE, R.J. (1989). New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. Clinical Biomechanics, 4, 73-79.

PENNOCK, G.R. & CLARK, K.J. (1990). An anatomy coordinate system for the description of the kinematic displacement in human knee. Journal of Biomechanical engineering, 23(12), 1209-1218.

PIAZZA, S.J. & DELP, S.L. (1996), The Influence of Muscles on Knee Flexion during the Swing Phase of Gait. Journal of Biomechanics, 29(6), 723-733.

PLAS, F., VIEL, E. & BLANC, Y. La marche humaine, 3^{ème} édition, Masson, 1983, 146 p-

QUINN, T.P. & MOTE, C.D. (1990). A six-degree-of-freedom acoustic transducer for rotation and translation measurements across the knee. Journal of Biomechanical Engineering, 112, 371-378.

REINSCHMIDT, C., VAN DEN BOGERT, A.J., LUNDBERG, A., NIGG, B.M., MURPHY, N., STACOFF, A. & STANO, A. (1997). Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking : external vs. Skeletal markers. Gait and Posture, 6, 98-109.

REINSCHMIDT, C., VAN DEN BOGERT, MURPHY, N., A.J., LUNDBERG, A., NIGG, B.M. (1997). Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. Clinical Biomechanics, 12(1),18-16.

REINSCHMIDT, C., VAN DEN BOGERT, MURPHY, N., A.J., LUNDBERG, A., NIGG, B.M. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. Journal of Biomechanics, 30(7), 729-732.

ROME, K. & COWIESON, F. (1996). A reliability study of the universal goniometer, fluid goniometer, and electrogoniometer for the measurement of ankle dorsiflexion. Foot and Ankle, 17(1), 28-32.

SAMUELSON, B., WANGENHEIM, M. & WOS, H. (1987). A device for three-dimensional registration of human movement. Ergonomics, 30 (12), 1655-1670.

SATI, M. (1995). Computer-assisted knee surgery system: Planning of prosthetic ligament insertion. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal.

SATI, M., DE GUISE, J.A., LAROUCHE, S. & DROIN, G. (1996). Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. The Knee, 3(4), 179-190.

SATI, M., DE GUISE, J.A., LAROUCHE, S. & DROIN, G. (1996). Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. The Knee, 3(3), 121-138.

SCHOLZ, J.P. (1989). Reliability and validity of the WATSMART™ three dimensional optoelectric motion analysis system. Physical Therapy, 69(8), 679-689.

SCOTT, S.H. & WINTER, D.A. (1991). Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. Journal of Biomechanics, 24(8), 743-752.

SHIAVI, R., LIMBIRD, T., FRAZER, M., STIVERS, K., STRAUSS, A. & ABRAMOVITZ, J. (1987). Helical motion analysis of the knee – II. Kinematics of uninjured and injured knees during walking and pivoting. Journal of Biomechanics, 20(7), 653-665.

SICARD, C. & GAGNON, M. (1982). Techniques biomécaniques d'analyse du mouvement et d'évaluation des individus. École Polytechnique de Montréal, Canada, 84 p.

SIEGLER, S., CHEN, J. & SCHNECK, C.D (1988). The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human. Journal of Biomechanical Engineering, 110(4),364-73

SMALL, C. F. (1992). Rationalization of kinematic descriptors for three-dimensional hand and finger motion. Journal of Biomedical Engineering, 14, 133-141.

SMIDT, G.L. (1980). Measurements of gait available. What now? Canadian society for biomechanics, human locomotion I (84-85). London, Canada.

TESSIER, D. (1996). Conception d'un simulateur experimental de genou. Mémoire de maîtrise, École de Technologie Supérieure, Université de Québec, Montréal, Canada.

TOKITA, F. (1995). Portable instrument for accurate measurement of plantar force distribution during dynamic activities, Medical & Biological Engineering & Computing, 618-621.

TORTORA, G.J., GRABOWSKI, S.R. & PARENT, J.-C. (1994). Les principes du soutien et du mouvement. In G.J. Tortora, S.R. Grabowski & J.-C. Parent (Eds.), Principes d'anatomie et de physiologie (pp. 228-243). Centre éducatif et culturel.

TUPLING, S.J., PIERRYNOWSKI, M.R. (1987). Use of cardan angles to locate rigid bodies in three-dimensional space. Medical & Biological Engineering & Computing, 25, 527-532.

VAUGHAN, C.L., DAVIS, B.L. & O'CONNOR, J.C. (1992). Dynamics of human gait. Kinetics Publishers, Champaign, É.U.A., 137 p.

VERNIZEAU, M. (1998). Contribution à l'évaluation de systèmes prothétiques de l'articulation du genou. Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, centre de Paris.

VIALA, D. (1985). Mécanismes de la locomotion chez les mammifères. Journal de physiologie, 80, 141-155.

WEINHIOFFER, S.L., BARNES, S.Z., BERME, N. (1993). Measurement of angular displacements using Hall effect transducers. Journal of biomechanics, 26(4/5), 609-612.

WHITTLE, M. (1991). Gait Analysis, an introduction. Butterworth-Heinemann Ltd., Oxford, É.U.A., 230 p.

WINTER, D.A. (1980). Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. Journal of biomechanics, 13, 923-927.

WOLTRING, H.J. (1994). 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. Journal of Biomechanics, 27(12), 1399-1414.

ANNEXE I :

**Démonstration de l'indépendance de la méthode de l'axe flottant de
la séquence des rotations.**

Démonstration de l'indépendance des séquences de la méthode de l'axe flottant

Pour prouver l'indépendance des séquences lors de l'utilisation des systèmes gyroscopiques, tous les auteurs réfèrent à la démonstration de Roth (1967). Ce dernier a utilisé les transformations de similitudes avancées par Goldstein (1959). Nous proposons une méthode alternative plus simple fondée sur les principes de base de l'algèbre linéaire.

Soient deux systèmes d'axes XYZ et UVW, le premier est stationnaire et le second est mobile. Les matrices de rotations peuvent être multipliées ensemble pour décrire les rotations finies autour des axes principaux XYZ du référentiel fixe. Or, le produit matriciel n'est pas commutatif et en pratique une ou plusieurs rotations peuvent se produire aussi autour de l'un ou de l'ensemble des axes UVW de la base de l'objet mobile. Aussi, il est important de multiplier les matrices de transformation dans un ordre approprié. La règle suivante permet de poser les facteurs du produit matriciel tel que l'axe de rotation considéré soit respecté (Craig, 1989):

Initialement les deux systèmes de coordonnées sont coïncidants ($X=U$, $Y=V$, $Z=W$), alors la matrice de rotation est une matrice identité I .

1. Si la rotation R_i de l'objet est effectuée autour de l'un des axes fixes XYZ, il faut **pré-multiplier** la quantité précédente M par la matrice de rotation appropriée : $M' = R_i \bullet M$, l'indice (i) réfère à l'une des matrices de transformation de base R_x , R_y ou R_z .
2. Si la rotation R_i de l'objet est effectuée autour de l'un des axes mobiles UVW, il faut **post-multiplier** la quantité précédente M par la matrice de rotation appropriée : $M' = M \bullet R_i$.

Admettant que le genou permet trois rotations ($n = 3$) selon des axes différents : flexion-extension, abduction-adduction et rotations axiales internes et externes, il existe 6 permutations possibles de ces rotations ($A_3^3 = 3! = 6$).

D'après la définition de l'axe flottant, seule la flexion est effectuée selon un axe fixe X_f du fémur, les deux autres rotations sont exécutées selon l'axe flottant F et l'axe mécanique du tibia Y_t , lesquels sont mobiles (Figure 2.3). Ainsi, d'après la règle de pré-multiplication, la matrice de rotation $R_{x/\alpha}$ paraîtra toujours au début du triplet de multiplication matricielle pour les six combinaisons possibles. D'où l'équivalence entre les deux premières colonnes de tableau 1. En simplifiant les séquences redondantes de la colonne 2, on obtient deux séquences de base à considérer (colonne 3). Démontrer leur équivalence est une condition nécessaire et suffisante pour démontrer la nature commutative des rotations gyroscopiques du système de l'axe flottant. Pour le reste de la démonstration, il faut se référer à la figure 2.3 du chapitre 2.

Tableau 1 Les six permutations possibles des angles du genou

N	Arrangement 1	Simplification 1	Simplification 2
1	Flexion-adduction-rotation	Flexion-adduction-rotation	Flexion-adduction-rotation
2	Flexion-rotation-adduction	Flexion-rotation-adduction	Flexion-rotation-adduction
3	Adduction-flexion-rotation	Flexion-adduction-rotation	
4	Adduction-rotation-flexion	Flexion-adduction-rotation	
5	Rotation-flexion-adduction	Flexion-Rotation-adduction	
6	Rotation-adduction-flexion	Flexion-rotation-adduction	

- **Établissement de la matrice de transformation de la séquence flexion-adduction-rotation**

Grood *et al.* (1983) ainsi que Chao (1981) ont constaté qu'il n'existait une équivalence entre la méthode des angles d'Euler et la méthode de l'axe flottant que lorsque la première et la dernière rotation étaient exécutées respectivement autour des axes mécaniques du fémur et du tibia. Ceci correspond à la première séquence de la troisième colonne «Flexion-adduction-rotation». Nous pouvons expliquer cela par le fait que cette séquence est la seule parmi les six possibles pouvant préserver la coïncidence de l'axe flottant (F) avec l'un des axes du corps mobile ($F = Y_t$) pendant les deux premières rotations. La matrice de transformation qui en résulte s'exprime de la manière suivante :

$$R_{flexion-adduction-rotation} = R_{X,F,z} = R_{X_F} R_{Y_t} R_{Z_t} \quad \text{Équation 1}$$

$$R_{flexion-adduction-rotation} = R_{x/\alpha} R_{y/\beta} R_{z/\gamma} = \begin{pmatrix} C\beta C\gamma & -C\beta S\gamma & S\beta \\ C\gamma S\alpha S\beta + C\alpha S\gamma & C\alpha C\gamma - S\alpha S\beta S\gamma & -C\beta S\alpha \\ -C\alpha C\gamma S\beta + S\alpha S\gamma & C\gamma S\alpha + C\alpha S\beta S\gamma & C\alpha C\beta \end{pmatrix} \quad \text{Équation 2}$$

- **Établissement de la matrice de transformation de la séquence flexion-rotation-adduction**

Dans la séquence flexion-rotation-adduction, dès que la rotation axiale se produit, l'axe Y_t se détache de l'axe flottant F d'un angle γ . Dans un tel cas, l'adduction-abduction survient autour d'un axe quelconque ou flottant (F) qui n'est liée à aucun des deux segments. Dans ce cas, la rotation β en adduction n'est plus une rotation R_β de base autour de l'un des axes des systèmes prédéfinis.

La séquence « flexion-rotation-adduction » peut être scindée en deux sous-séquences :

1. Flexion d'un angle α autour de l'axe X_f et une rotation γ autour de l'axe mécanique du tibia z_t . Les matrices de rotation équivalentes sont notées $R_{x/\alpha}$ et $R_{z/\gamma}$ respectivement et la matrice de transformation résultante est notée T .

$$T = R_{x/\alpha} R_{z/\gamma} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{Équation 3}$$

$$T = \begin{pmatrix} C\gamma & -S\gamma & 0 \\ C\alpha C\gamma & C\alpha C\gamma & S\alpha \\ -S\alpha S\gamma & -S\alpha C\gamma & C\alpha \end{pmatrix} \quad \text{Équation 4}$$

2. Rotation du tibia, à partir de la position précédente autour d'un axe quelconque r confondu avec l'axe flottant F . $R_{r/\beta}$ est la matrice de transformation correspondant.

L'orientation de l'axe $r = e_2$ est obtenue de la manière suivante :

$$r = R_{x/\alpha} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ \cos \alpha \\ \sin \alpha \end{pmatrix} \quad \text{Équation 5}$$

Le vecteur 3x1 de l'équation 5 correspond au vecteur e_2 avant l'exécution de la série des 3 rotations; c'est -à-dire quand Y_f , y_t et F sont parallèles.

La matrice de transformation $R_{r/\beta}$ nécessaire pour tourner le tibia autour de r est donnée par l'équation suivante :

$$R_{r/\beta} = \begin{pmatrix} r_x^2 V\beta + C\beta & r_x r_y V\beta - r_z S\beta & r_x r_z V\beta + r_y S\beta \\ r_x r_y V\beta + r_z S\beta & r_y^2 V\beta + C\beta & r_y r_z V\beta - r_x S\beta \\ r_x r_z V\beta - r_y S\beta & r_y r_z V\beta + r_x S\beta & r_z^2 V\beta + C\beta \end{pmatrix} \quad \text{Équation 6}$$

$$\text{Où } V\beta = 1 - \cos(\beta) \text{ et } r = \sqrt{(r_x^2 + r_y^2 + r_z^2)} \quad \text{Équation 7}$$

$$M = R_{r/\beta} T = \begin{pmatrix} r_x^2 V\beta + C\beta & r_x r_y V\beta - r_z S\beta & r_x r_z V\beta + r_y S\beta \\ r_x r_y V\beta + r_z S\beta & r_y^2 V\beta + C\beta & r_y r_z V\beta - r_x S\beta \\ r_x r_z V\beta - r_y S\beta & r_y r_z V\beta + r_x S\beta & r_z^2 V\beta + C\beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} C\gamma & -S\gamma & 0 \\ C\alpha C\gamma & C\alpha S\gamma & S\alpha \\ -S\alpha C\gamma & -S\alpha S\gamma & C\alpha \end{pmatrix} \quad \text{Équation 8}$$

Les calculs et les simplifications de l'équation 8 ont été effectués à l'aide du logiciel *Mathematica*® pour obtenir le résultat suivant :

$$M = \begin{pmatrix} C\beta C\gamma & -C\beta S\gamma & S\beta \\ C\gamma S\alpha S\beta + C\alpha S\gamma & C\alpha C\gamma - S\alpha S\beta S\gamma & -C\beta S\alpha \\ -C\alpha C\gamma S\beta + S\alpha S\gamma & C\gamma S\alpha + C\alpha S\beta S\gamma & C\alpha C\beta \end{pmatrix} \quad \text{Équation 9}$$

Nous constatons à partir des équations 2 et 9 que

$$R_{x,y,z} = M \Rightarrow R_{\text{flexion-adduction-rotation}} = R_{\text{flexion-rotation-adduction}} \quad \text{Équation 10}$$

Il découle de l'équation 10 que les séquences « Flexion-adduction-rotation » et « Flexion-rotation-adduction » sont équivalentes. Ainsi, les six séquences de la première colonne du tableau 1 sont équivalentes quand les méthodes basées sur l'interprétation gyroscopique sont adoptées.

Par ailleurs, il est possible de démontrer par similitude l'équivalence des six séquences des mouvements de la même manière que dans la séquence «Flexion-rotation-adduction» présentée précédemment. Le tableau 2 donne les expressions des équations 3, 4 et 5 à utiliser. Enfin il est à noter que la direction de l'axe flottant n'est affectée que par la flexion $R_{x/\alpha}$.

Tableau 2 Expression des facteurs des équations 4 à 6 pour les six permutations possibles.

Séquences	r	$R_{r/?}$	T
Flexion-adduction-rotation	$R_{x/\alpha}[0,1,0]^T$	$R_{r/\gamma}$	$R_\alpha R_\beta$
Flexion-rotation-adduction	$R_{x/\alpha}[0,1,0]^T$	$R_{r/\beta}$	$R_\alpha R_\gamma$
Adduction-flexion-rotation	$[0,1,0]^T$	$R_{r/\gamma}$	$R_\gamma R_\alpha$
Adduction-rotation-flexion	$[0,1,0]^T$	$R_{r/\alpha}$	$R_\beta R_\gamma$
Rotation-flexion-adduction	$[0,1,0]^T$	$R_{r/\beta}$	$R_\gamma R_\alpha$
Rotation-adduction-flexion	$[0,1,0]^T$	$R_{r/\alpha}$	$R_\gamma R_\beta$

Enfin, il est aussi possible de démontrer expérimentalement la même chose que précédemment en utilisant le simulateur mécanique SEMGO. Pour ce faire, il suffit de déterminer les valeurs des trois rotations et de les exécuter dans les 6 séquences possibles et de voir ensuite qu'on obtient toujours la même orientation finale du cylindre mobile qui représente le tibia.

ANNEXE II :

Analyse de la marche

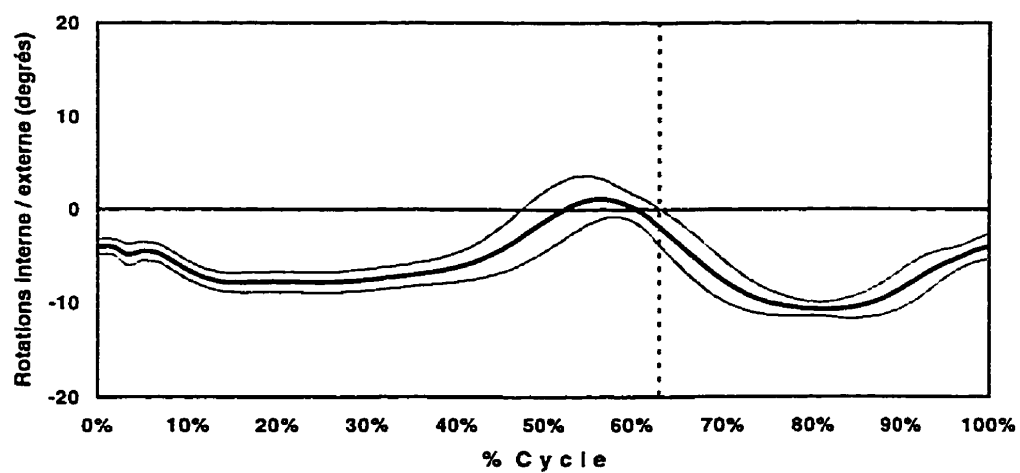
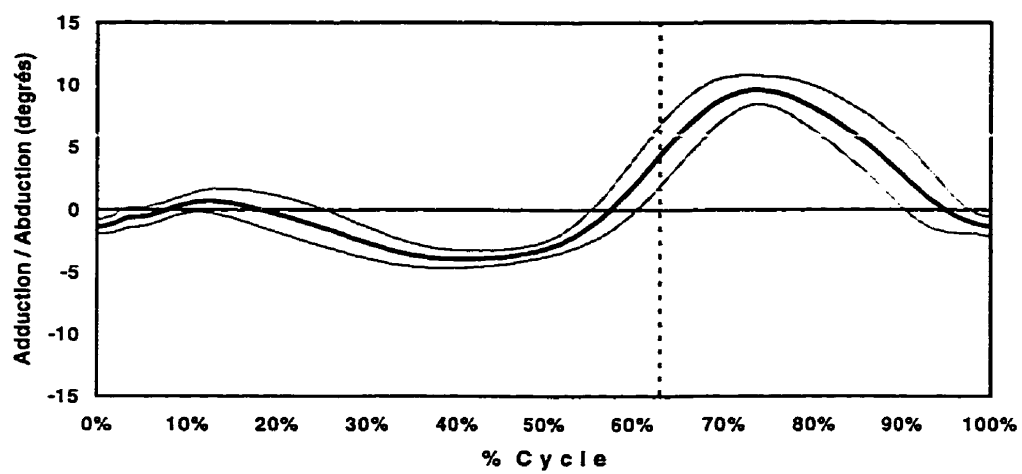
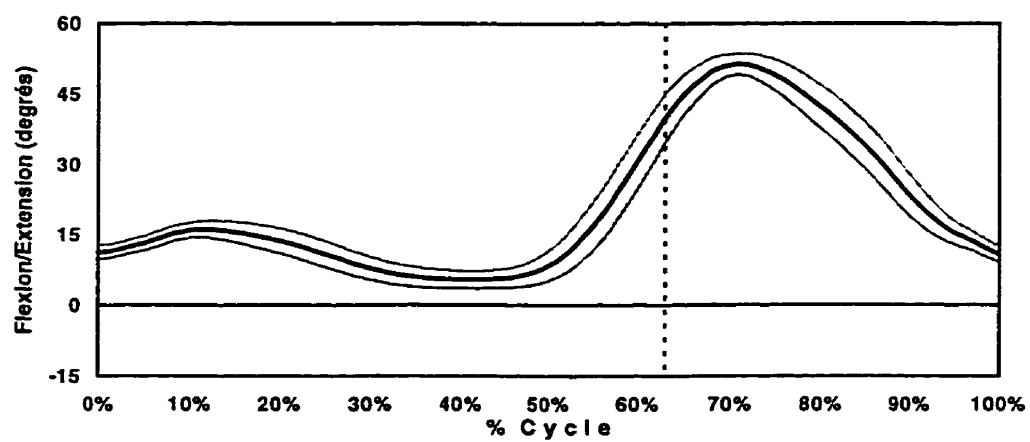
Patrons cinématiques des marcheurs du groupe I.

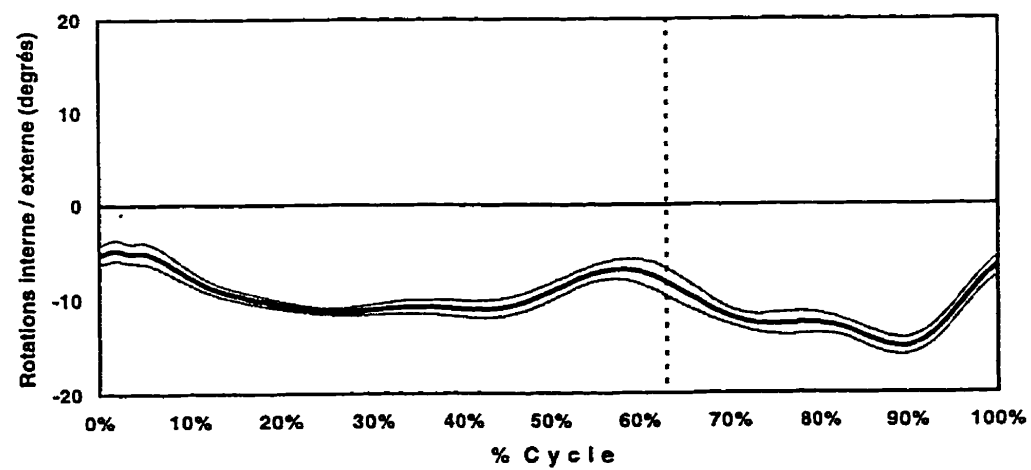
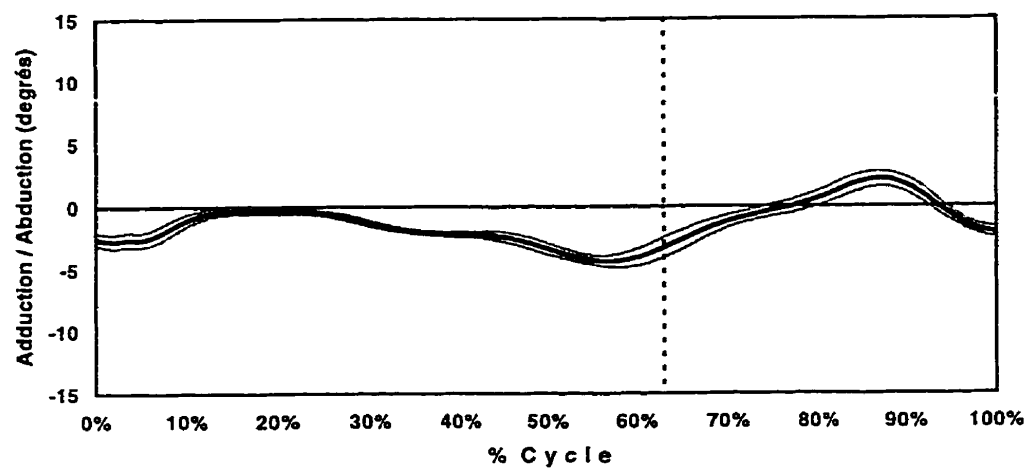
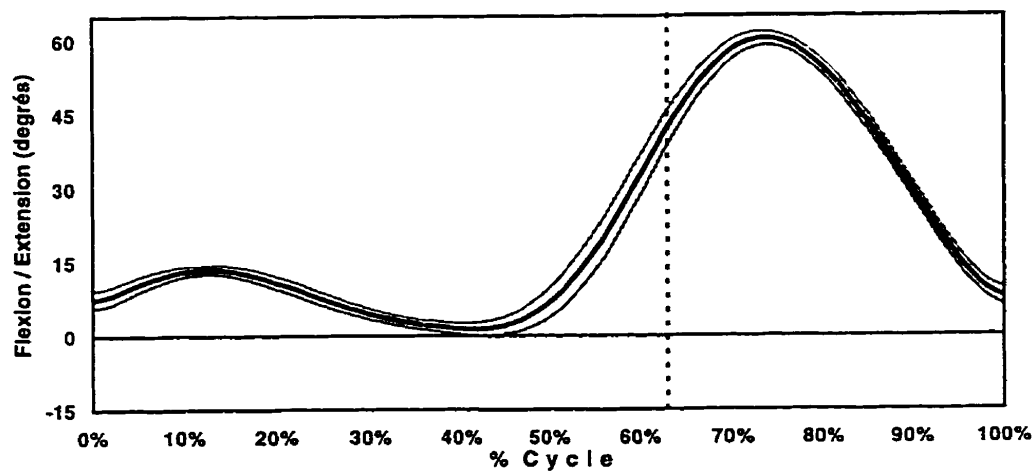
(10 sujets)

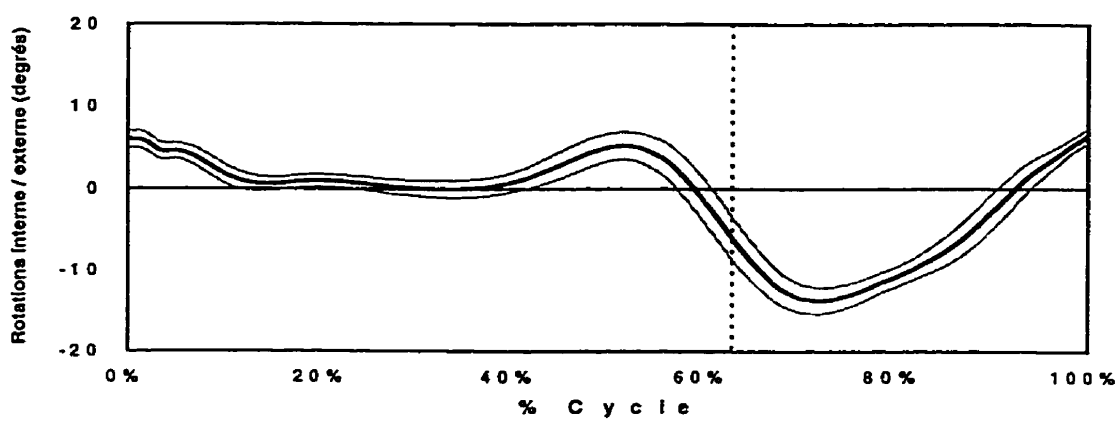
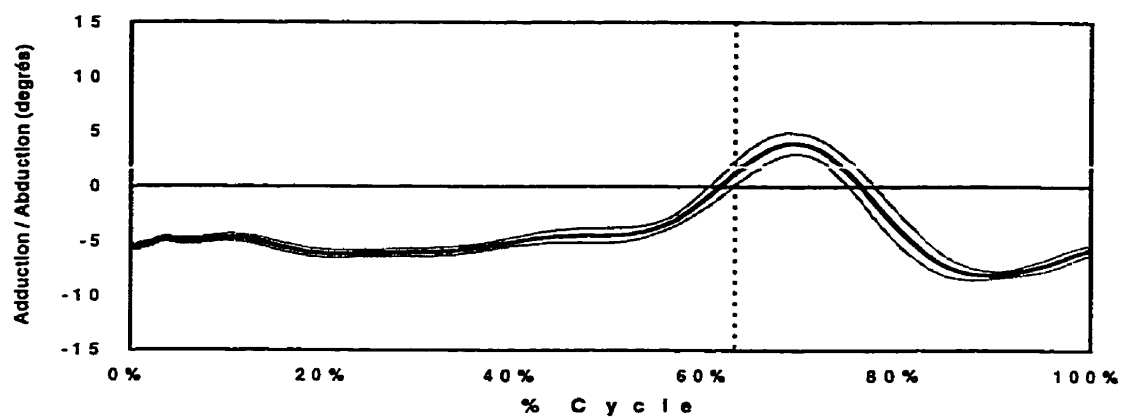
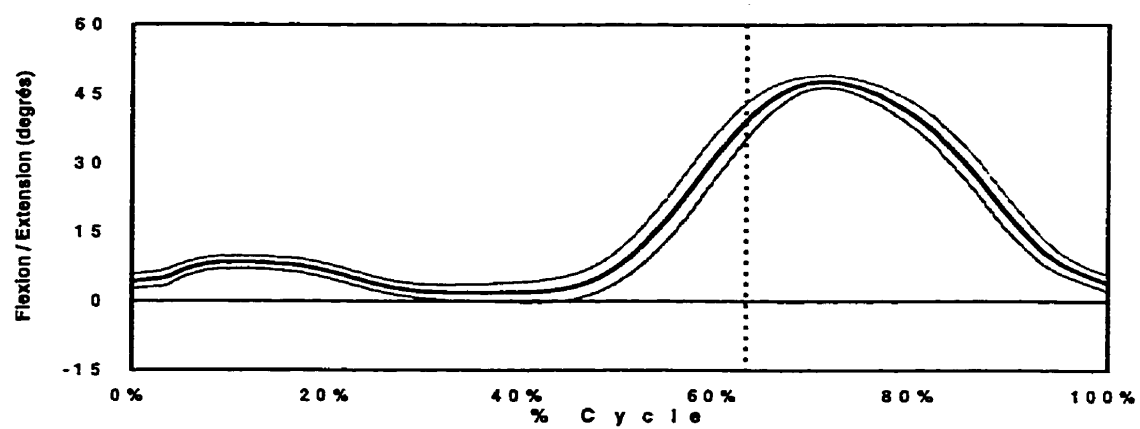
(Les courbes grises correspondent aux courbes de $\pm \sigma$ à partir des courbes moyennes tracées en traits foncés.

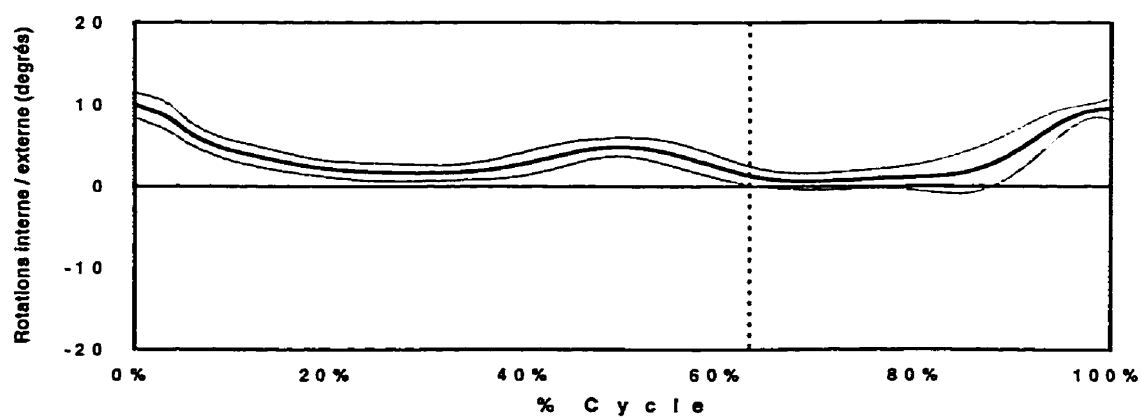
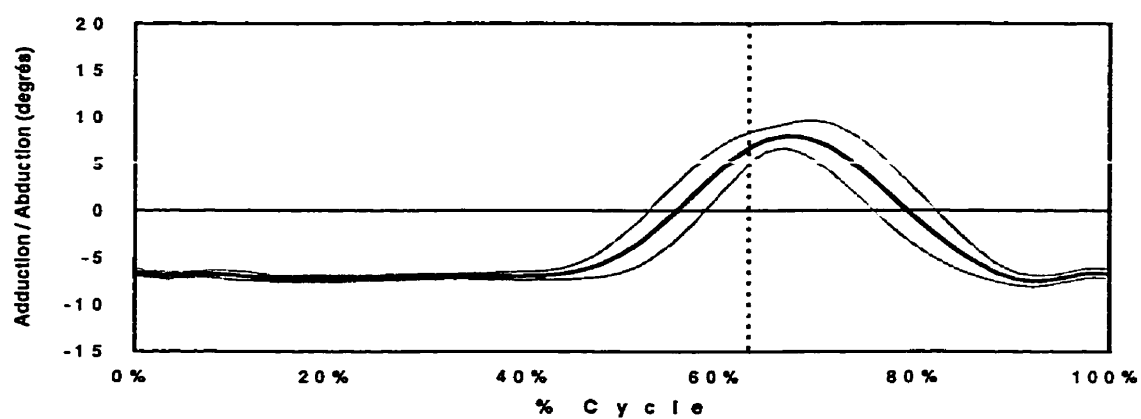
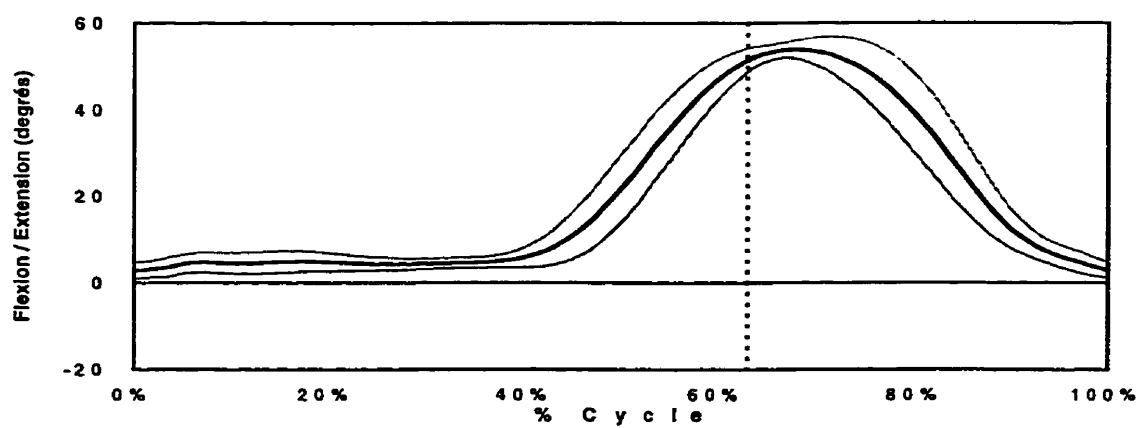
La ligne en pointillés verticale délimite la phase d'appui située à sa gauche et la phase d'oscillation située à sa droite.)

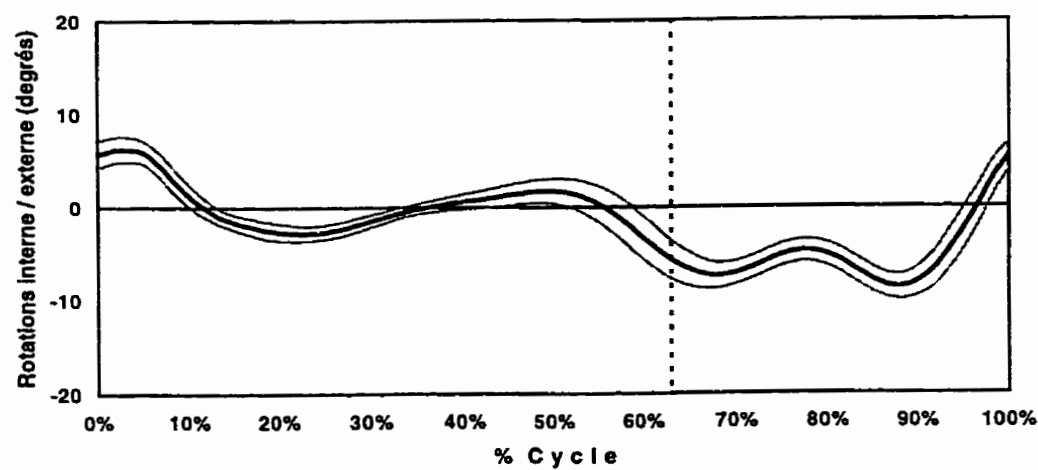
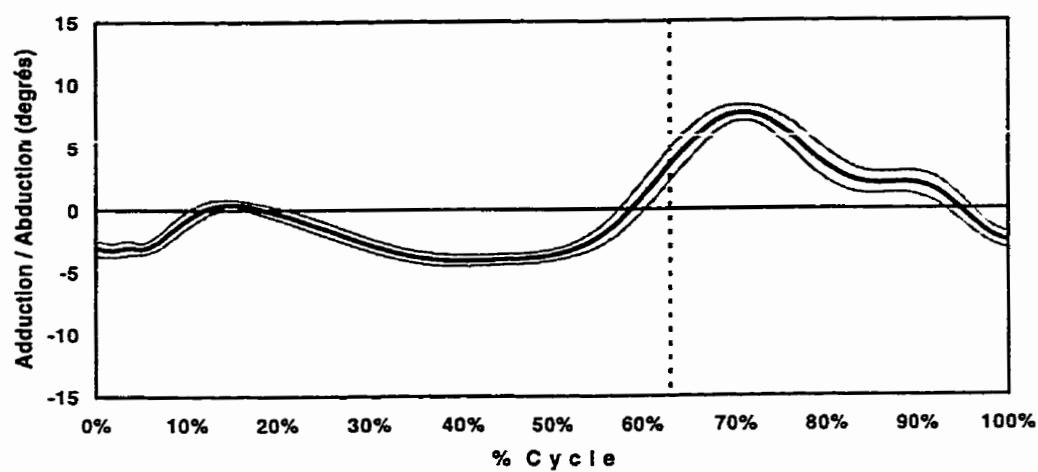
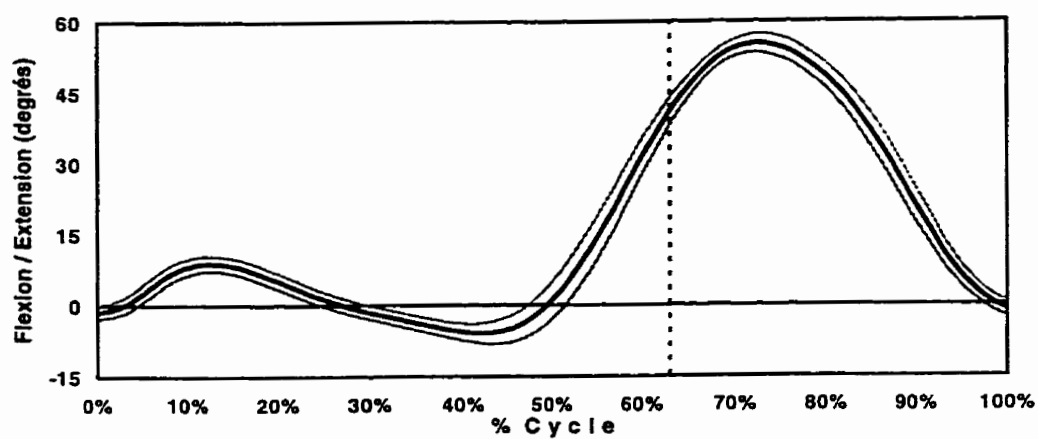
Sujet 1



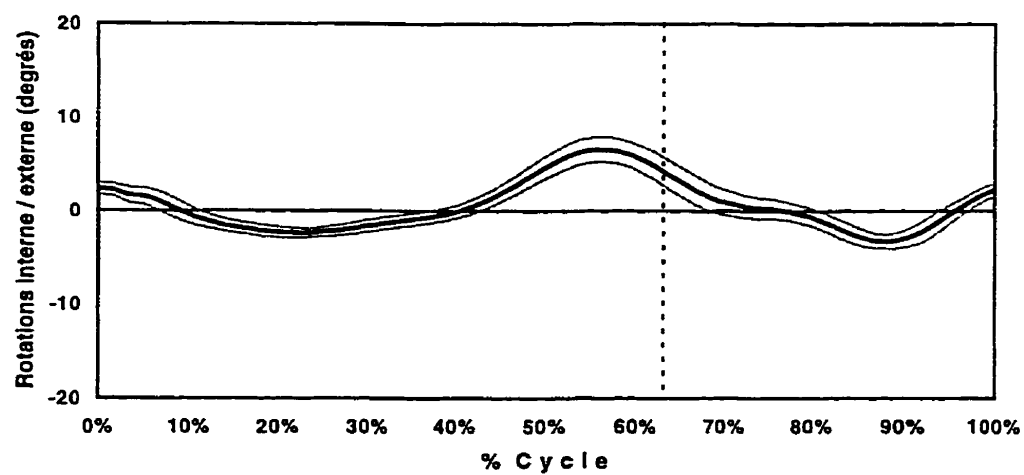
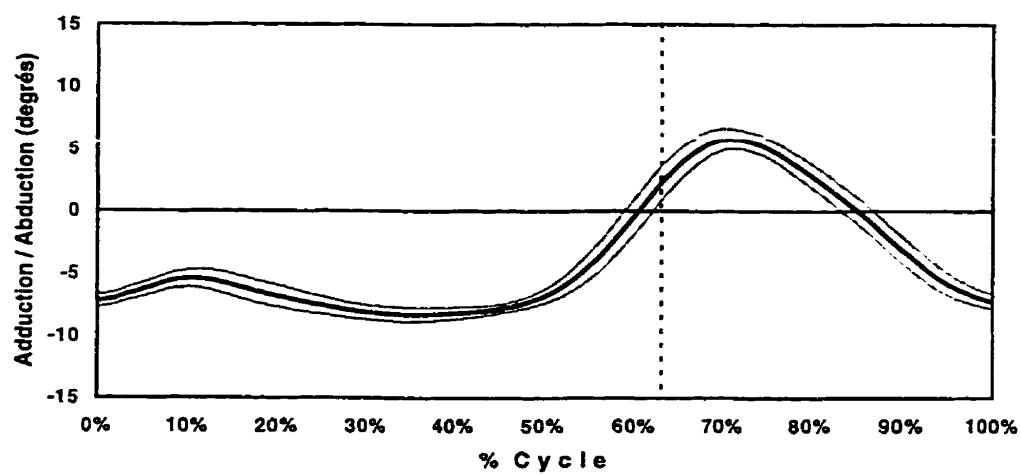
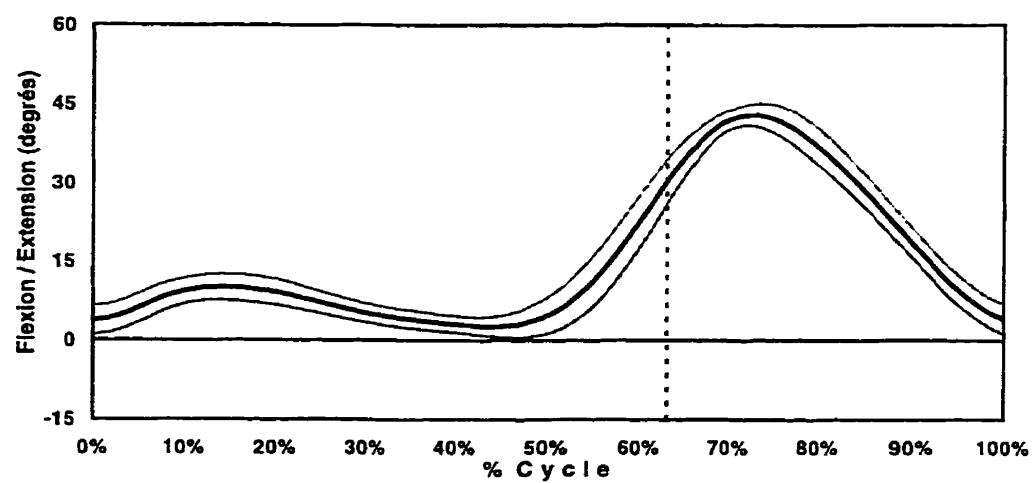
Sujet 2

Sujet 3

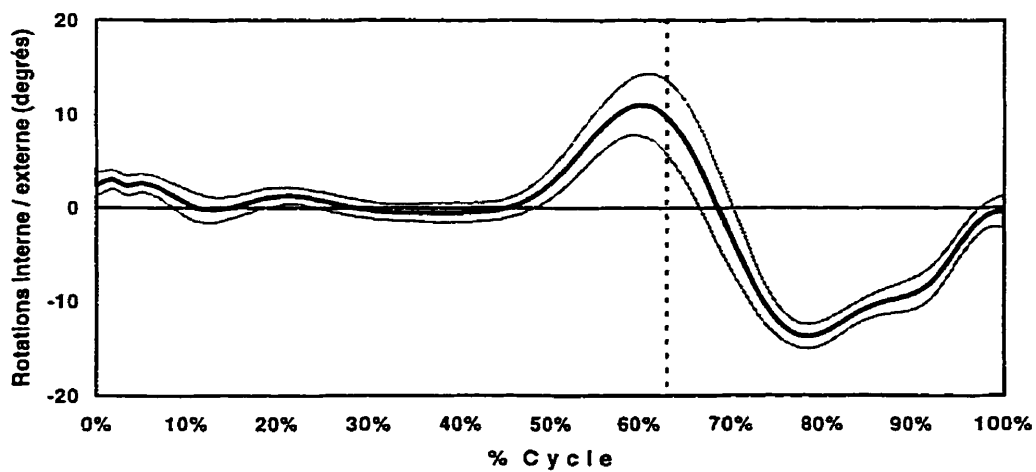
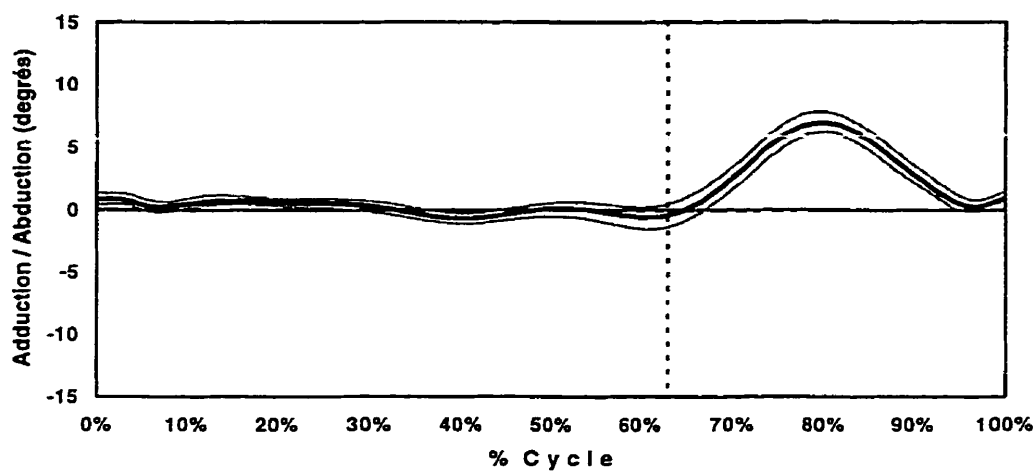
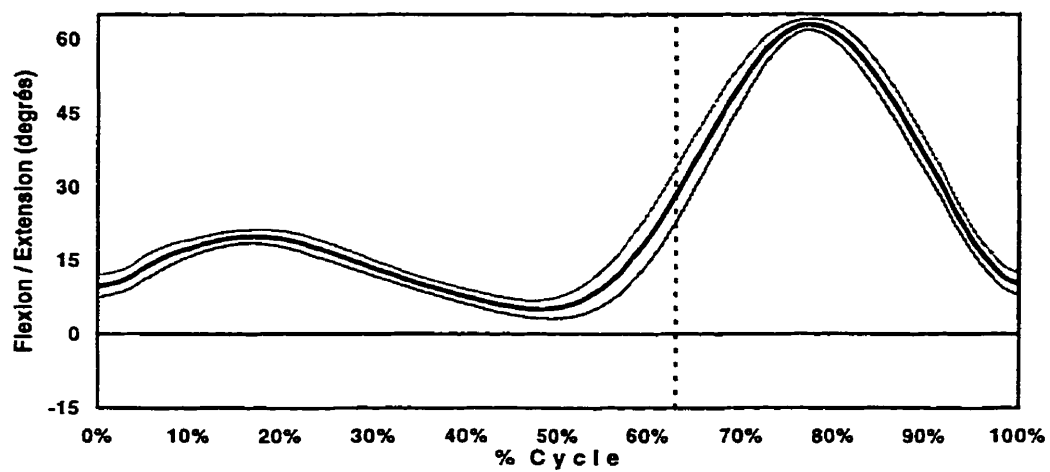
Sujet 4

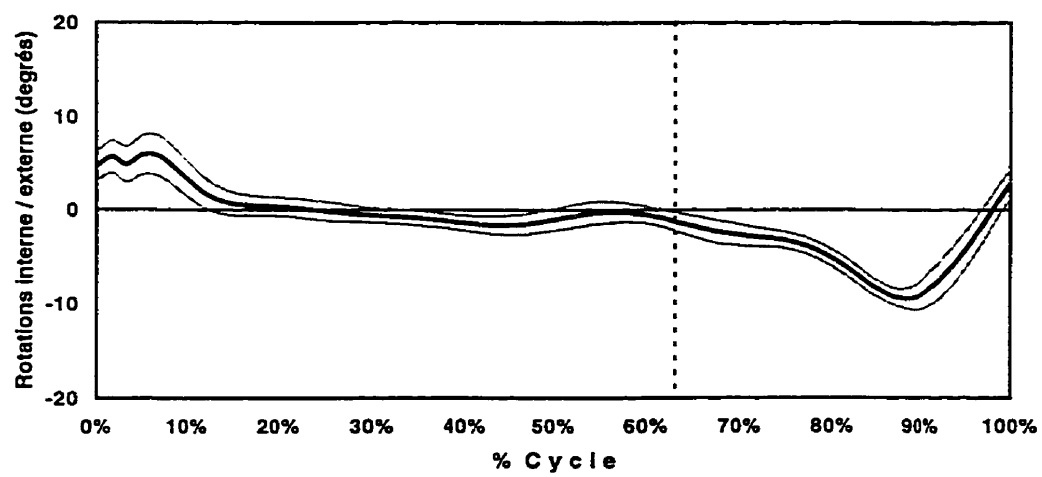
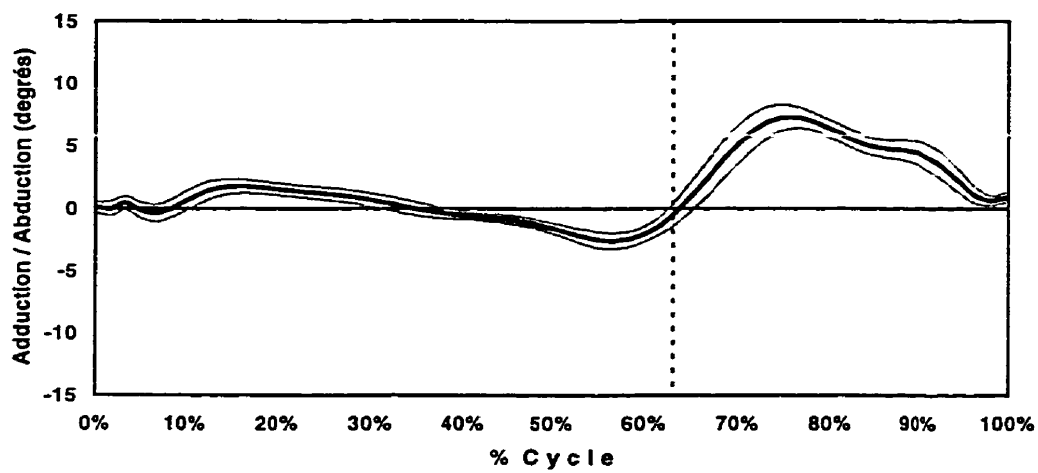
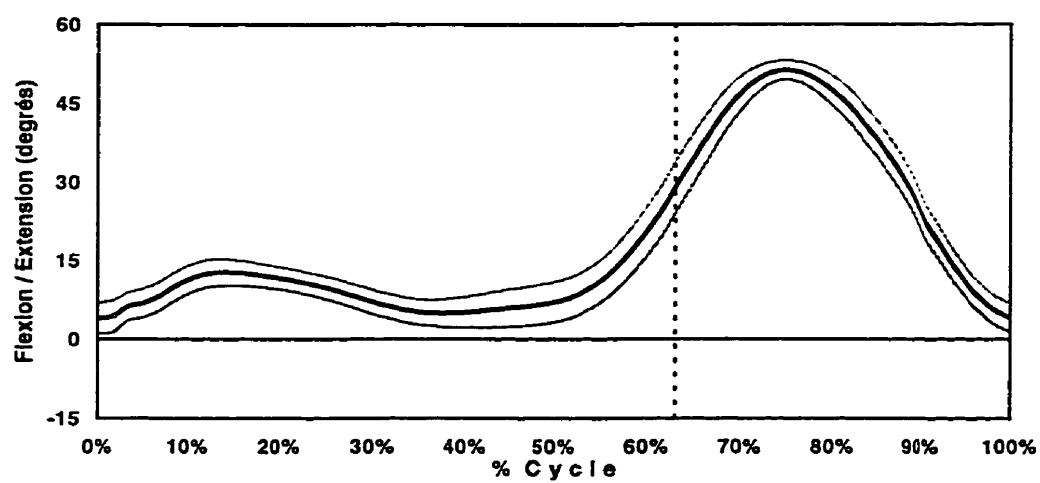
Sujet 5

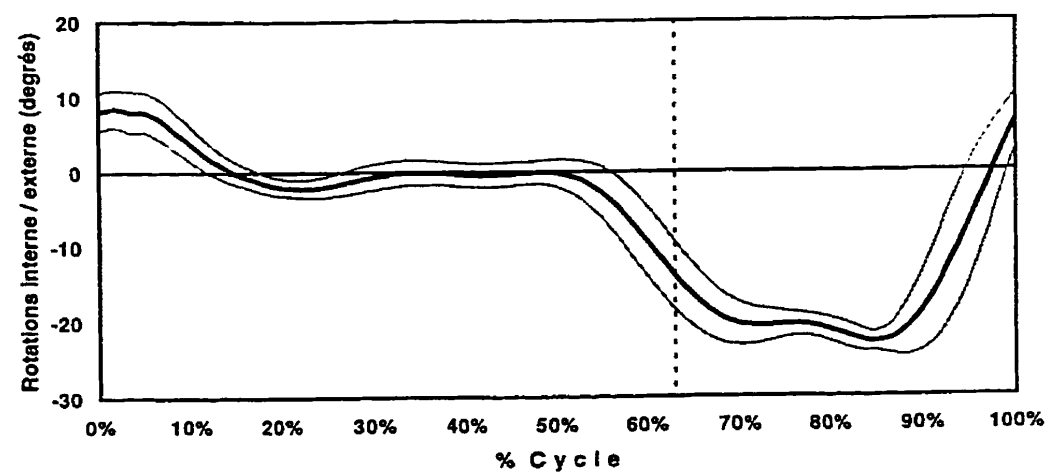
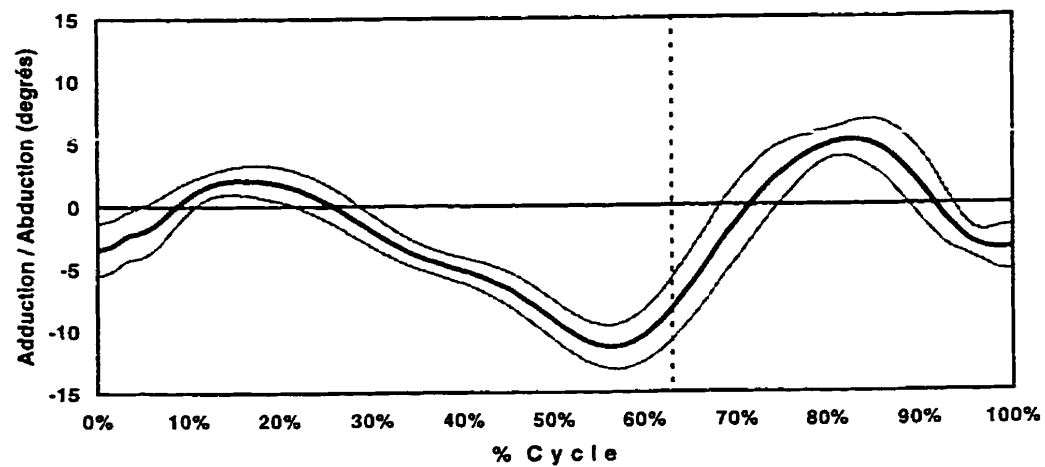
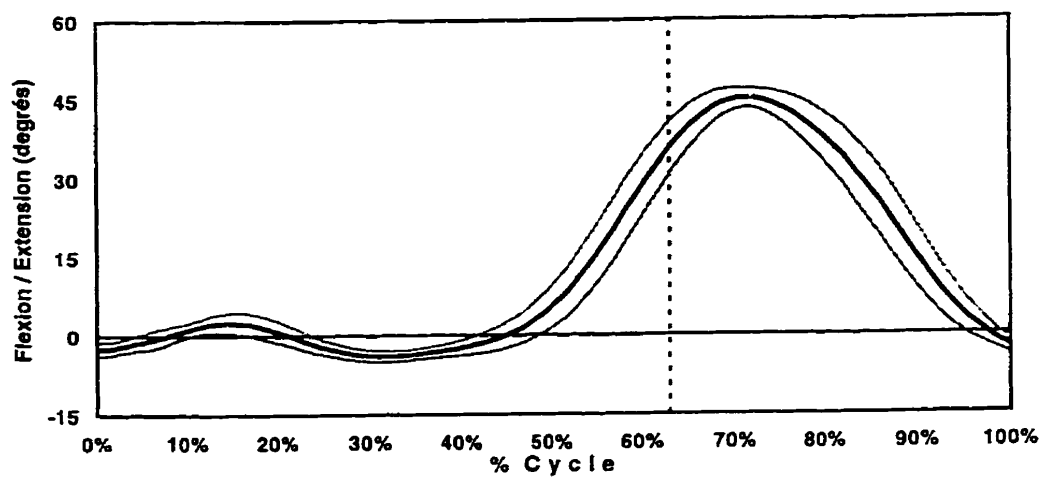
Sujet 6

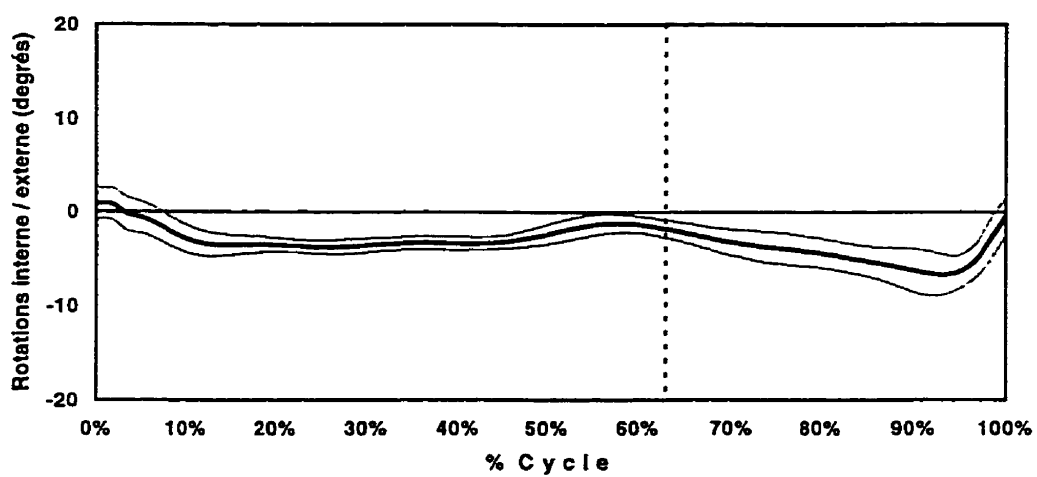
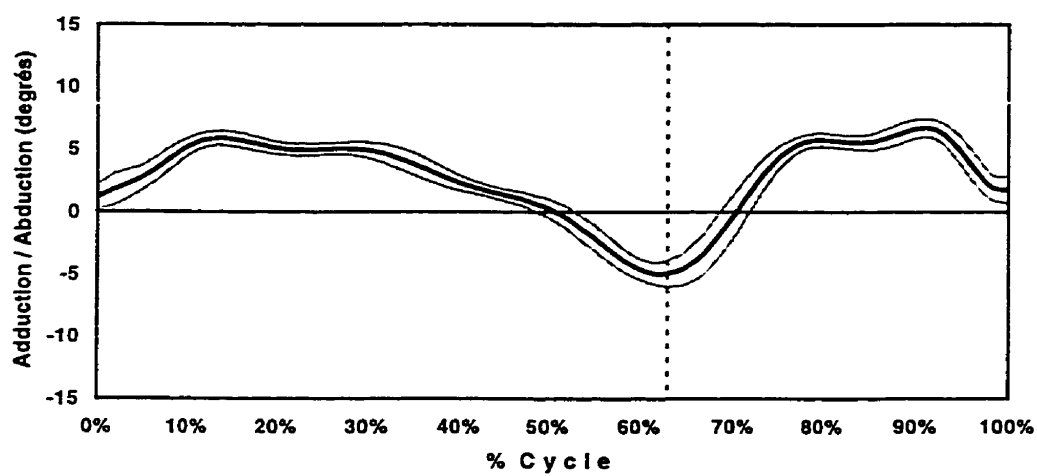
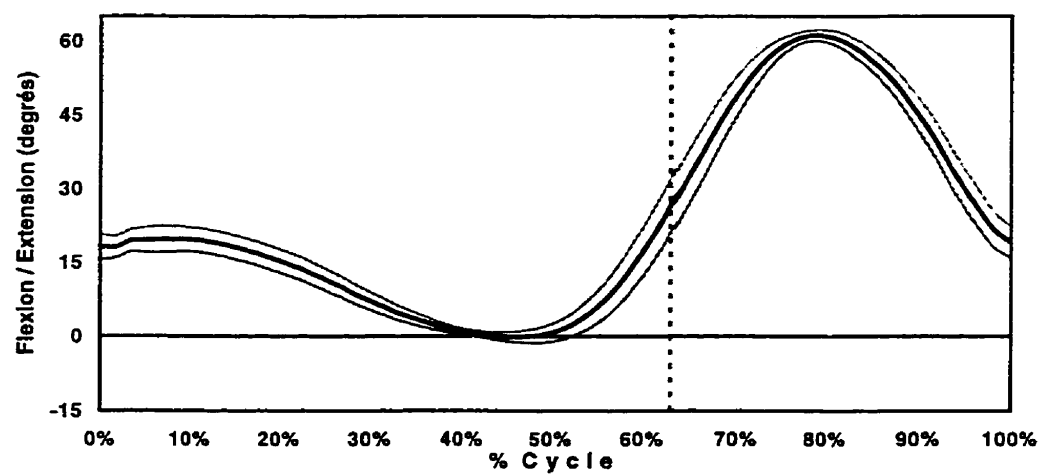


Sujet 7



Sujet 8

Sujet 9

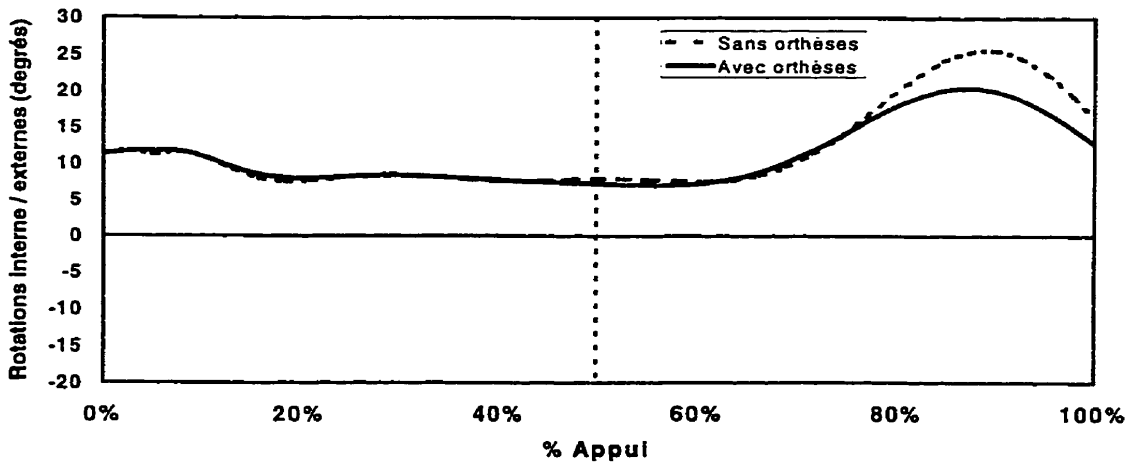
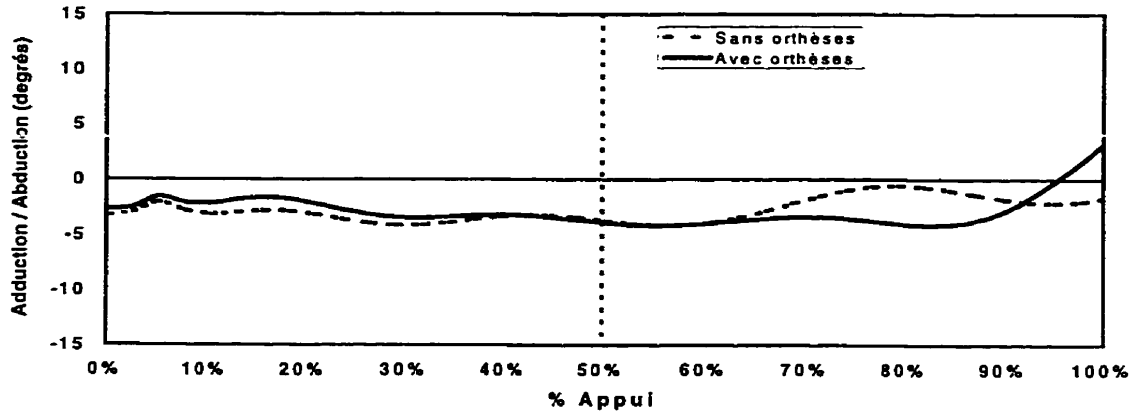
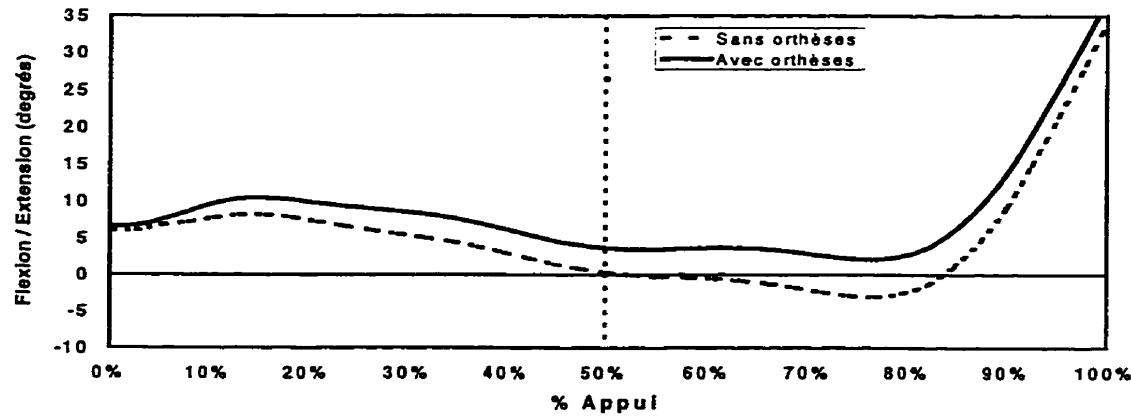
Sujet 10

ANNEXE III:

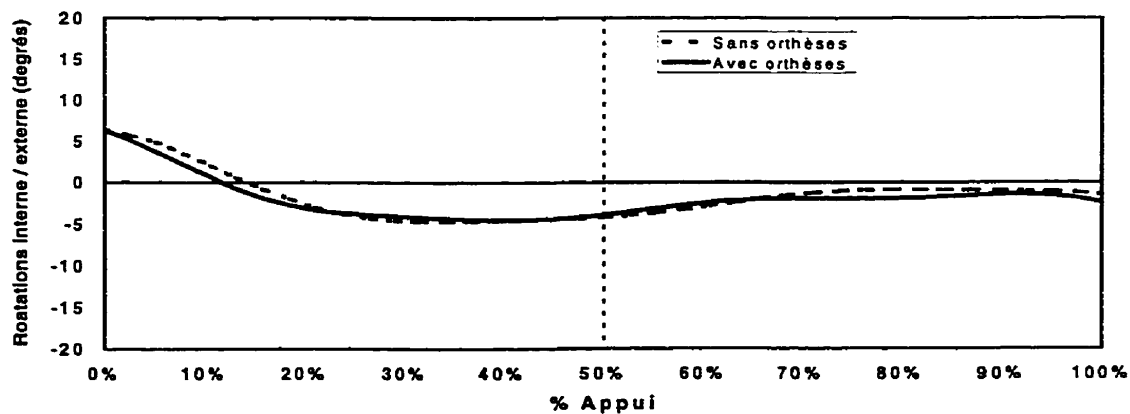
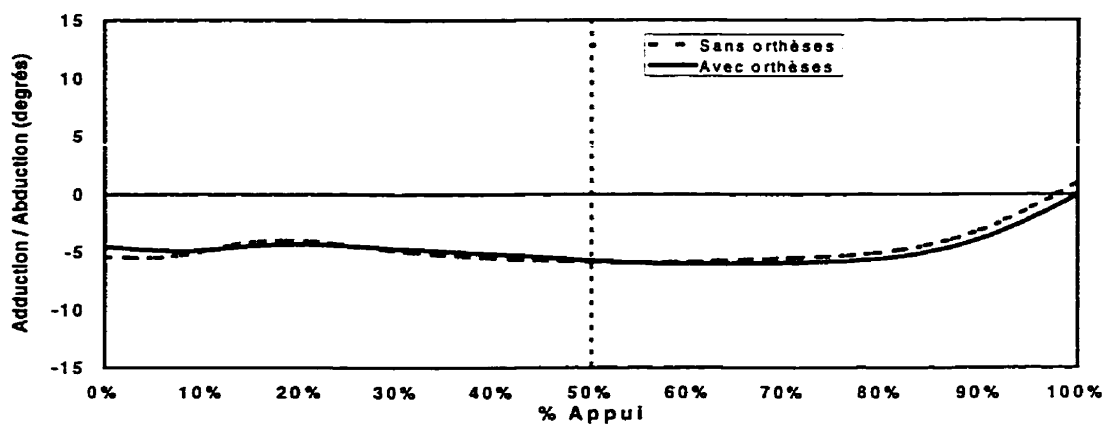
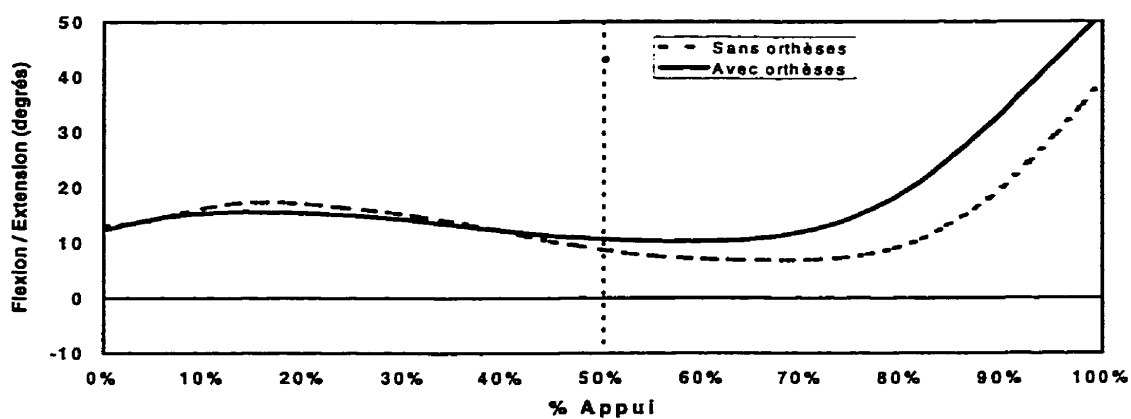
Analyse de la marche

Patrons cinématiques des marcheurs du groupe II obtenus lors de la phase d'appui (60% du cycle complet). Toutes les courbes ont été normalisées sur un intervalle de 100 %

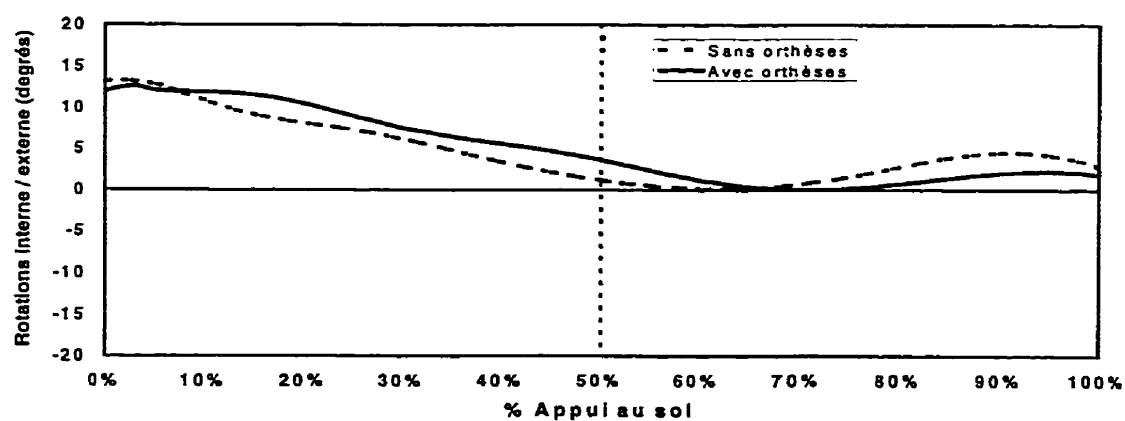
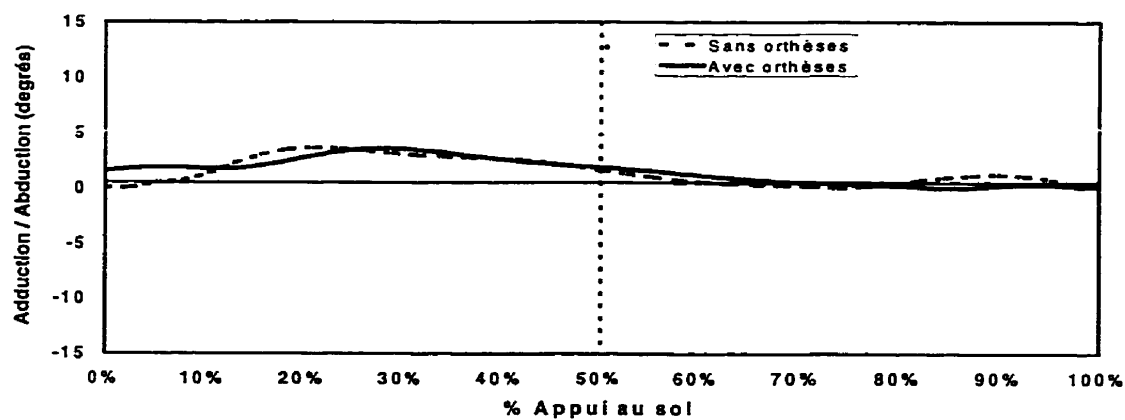
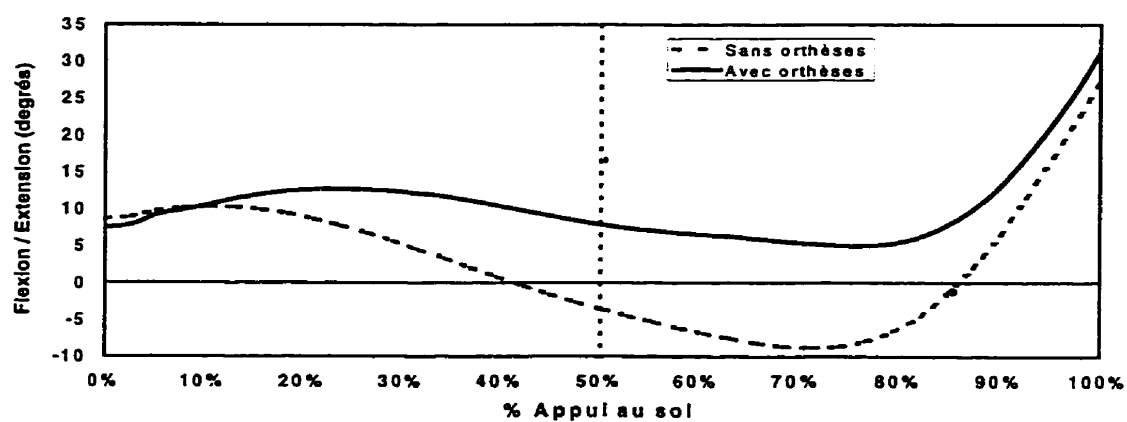
Sujet1



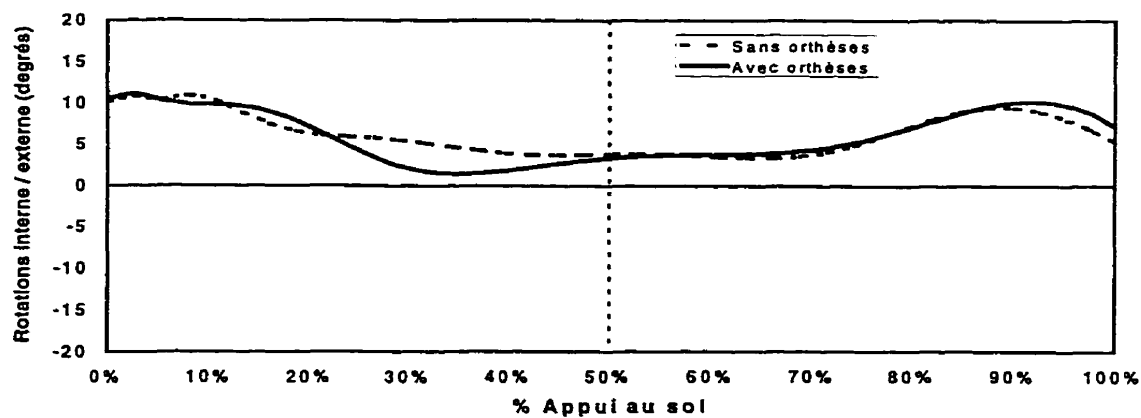
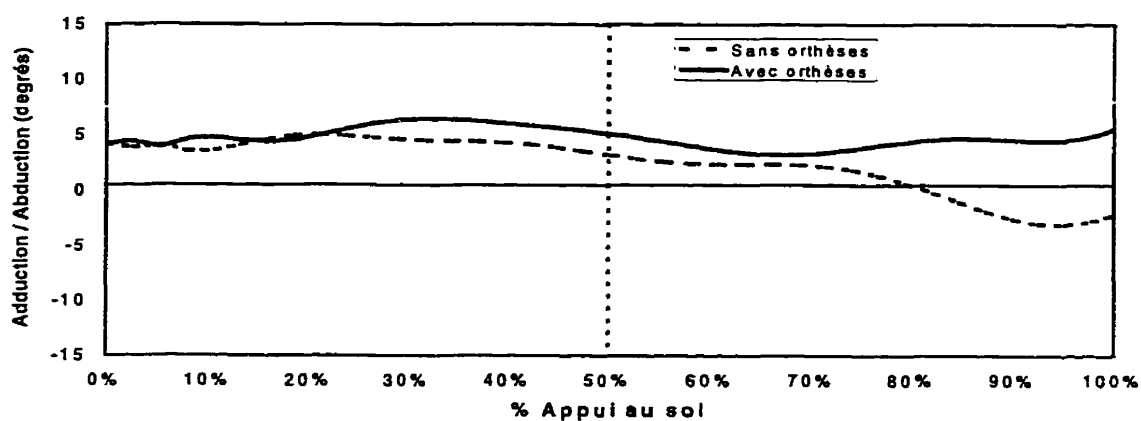
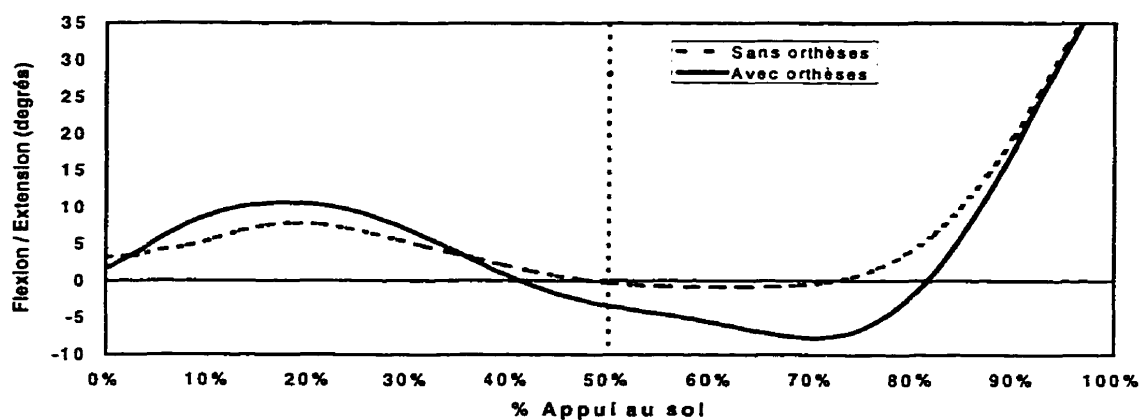
Sujet 2



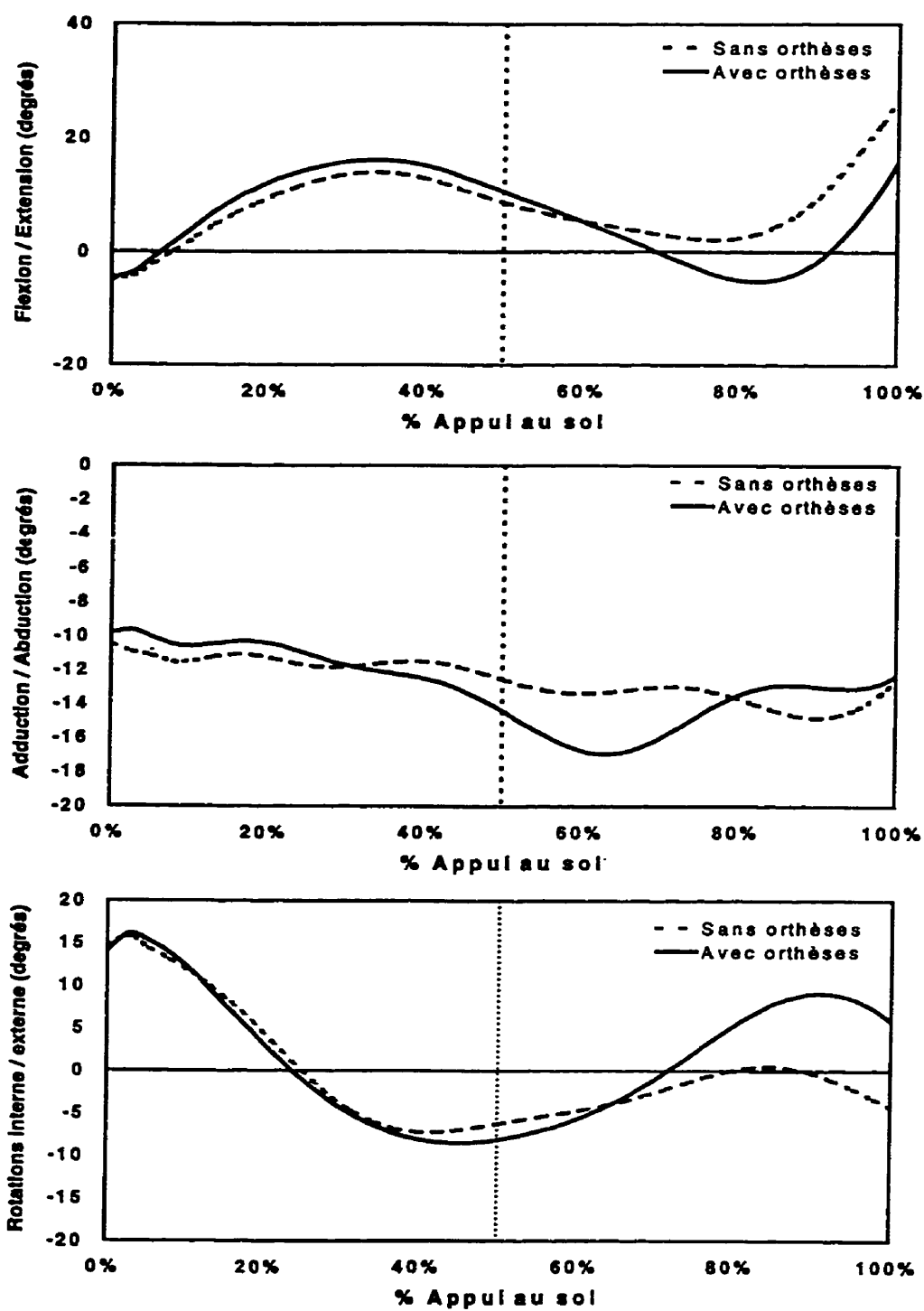
Sujet 3



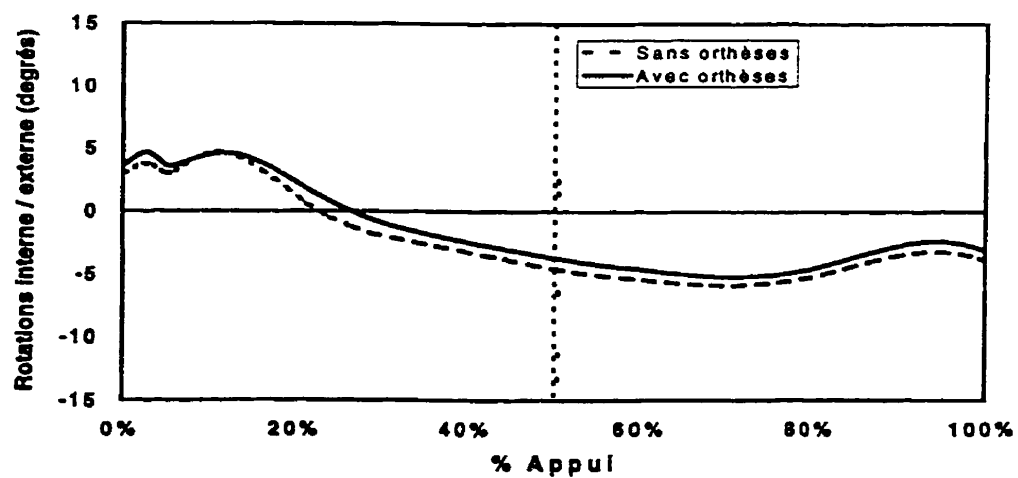
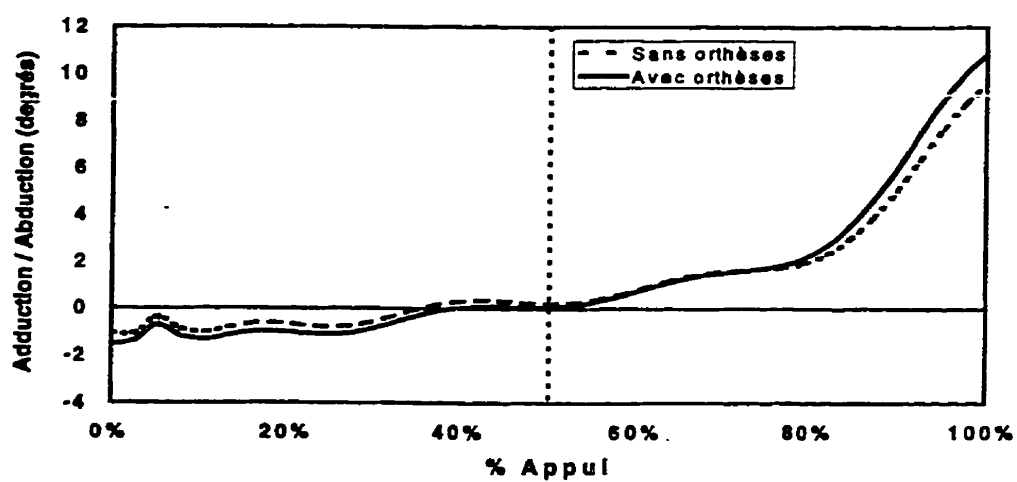
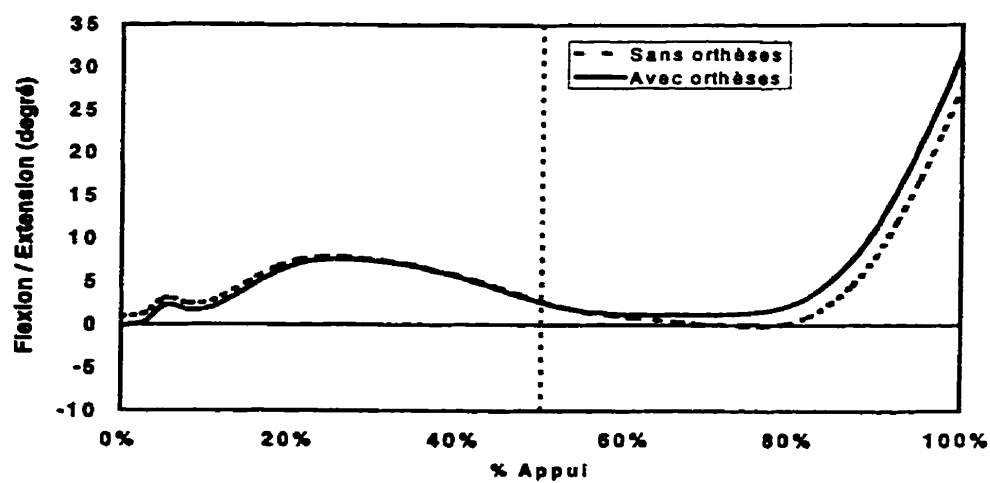
Sujet 4



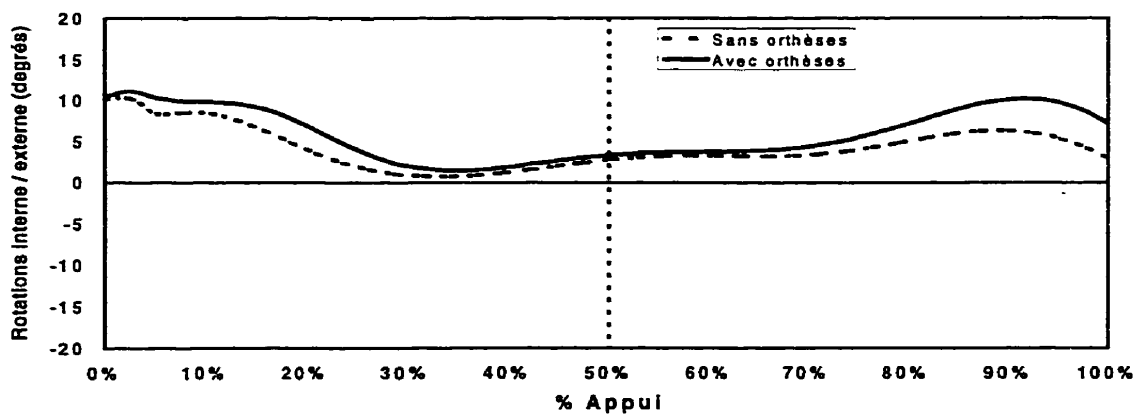
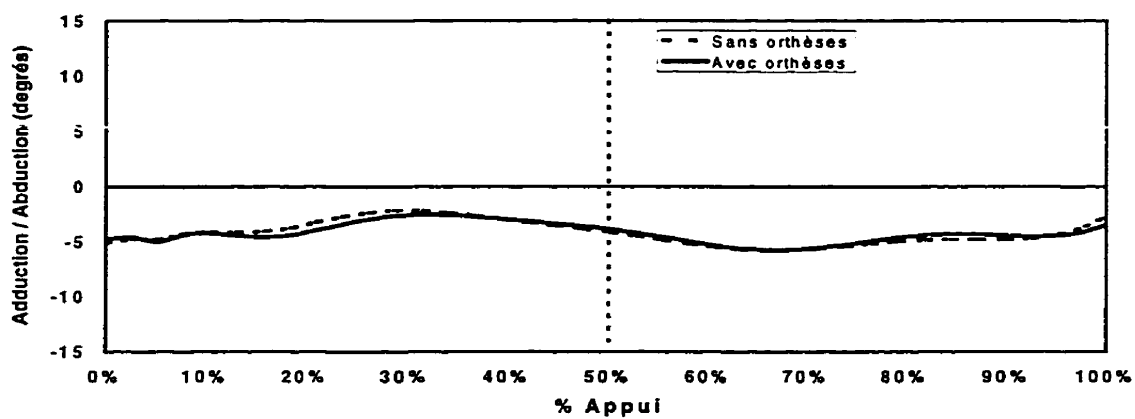
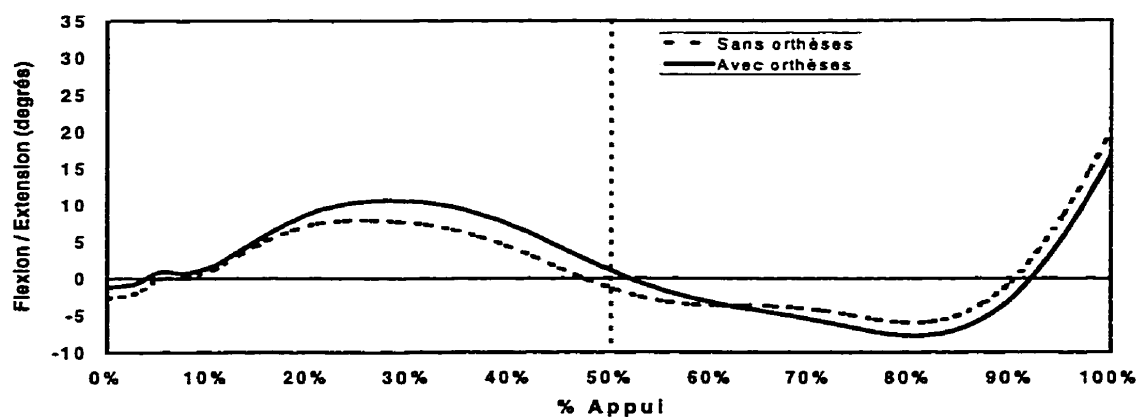
Sujet 5



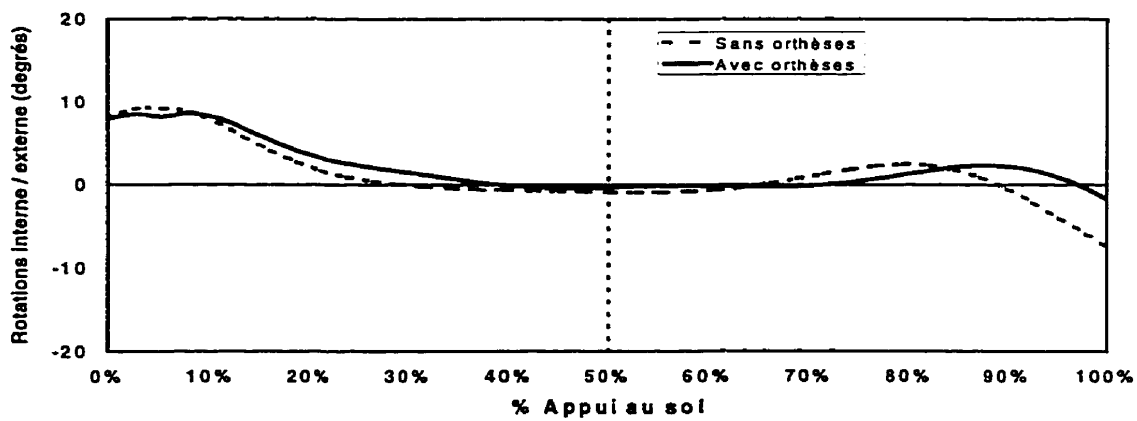
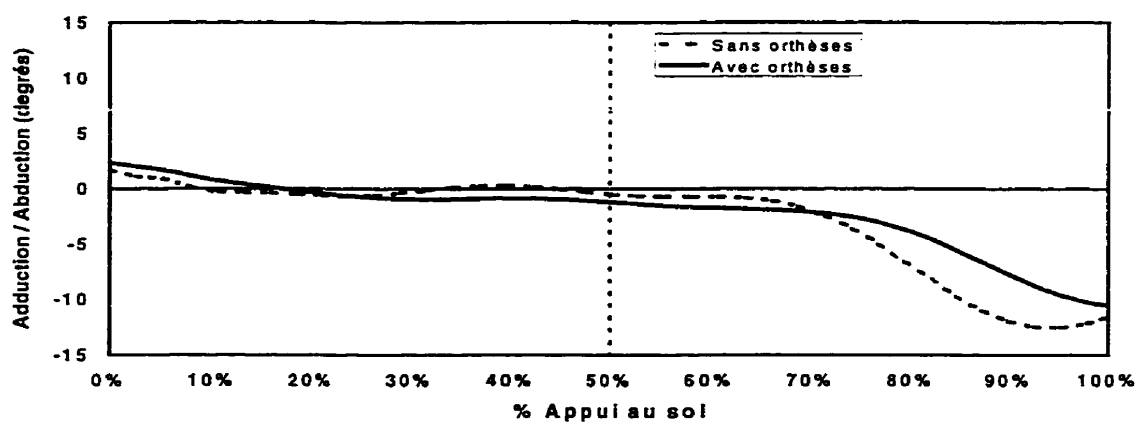
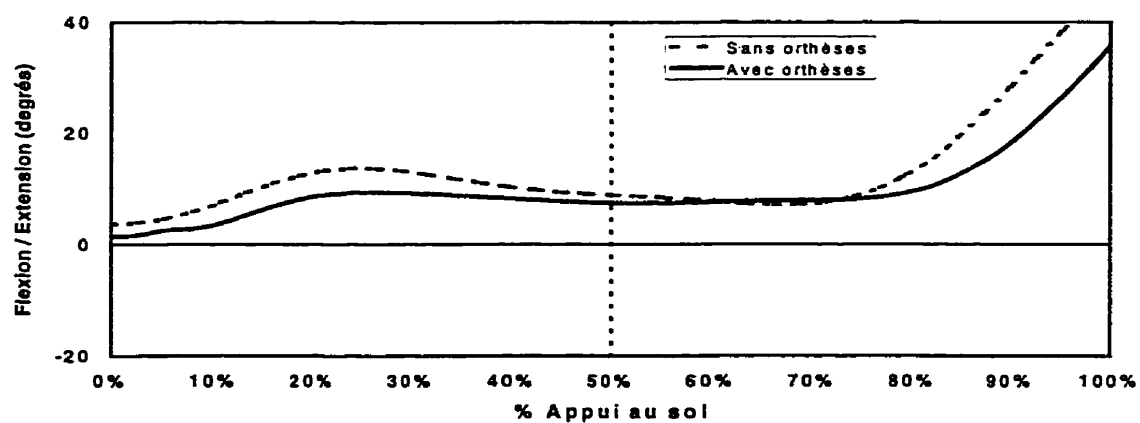
Sujet 6



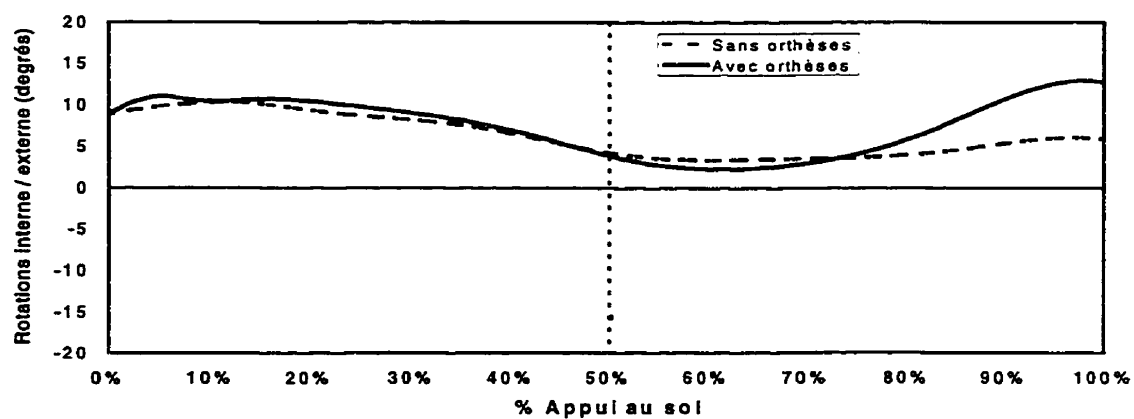
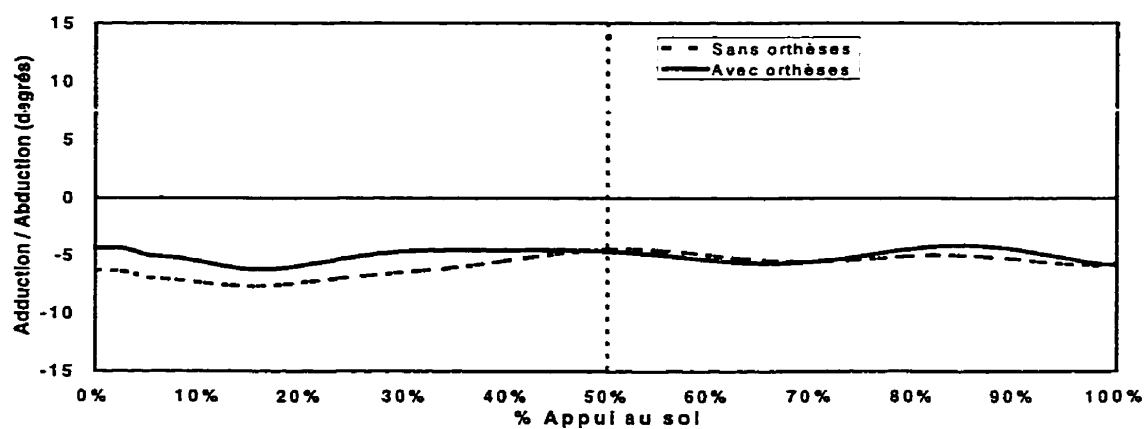
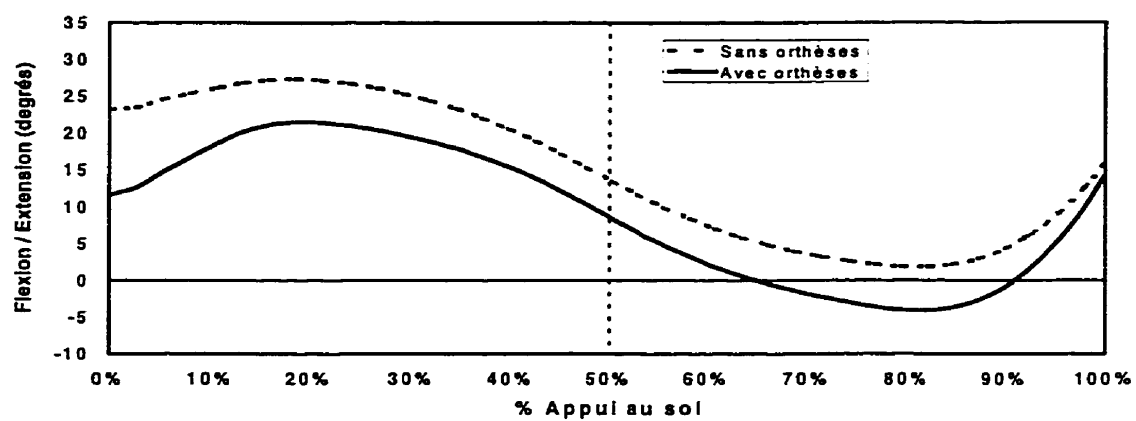
Sujet 7



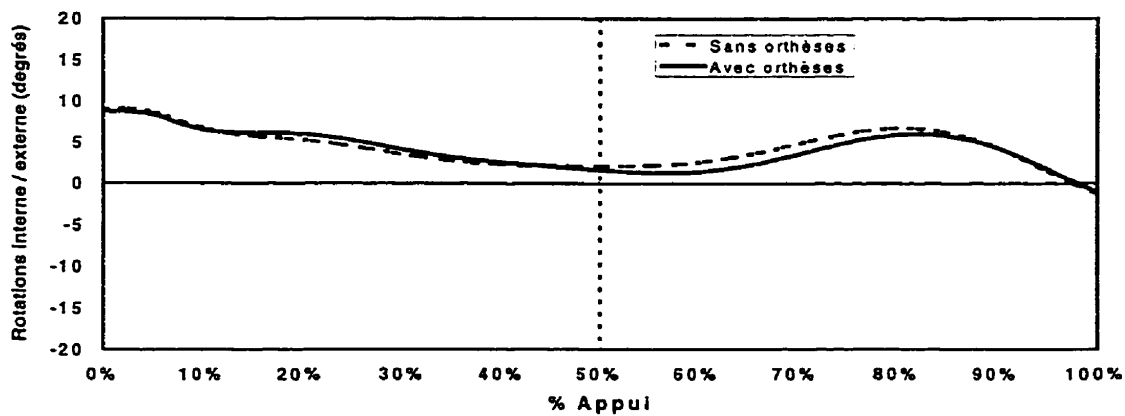
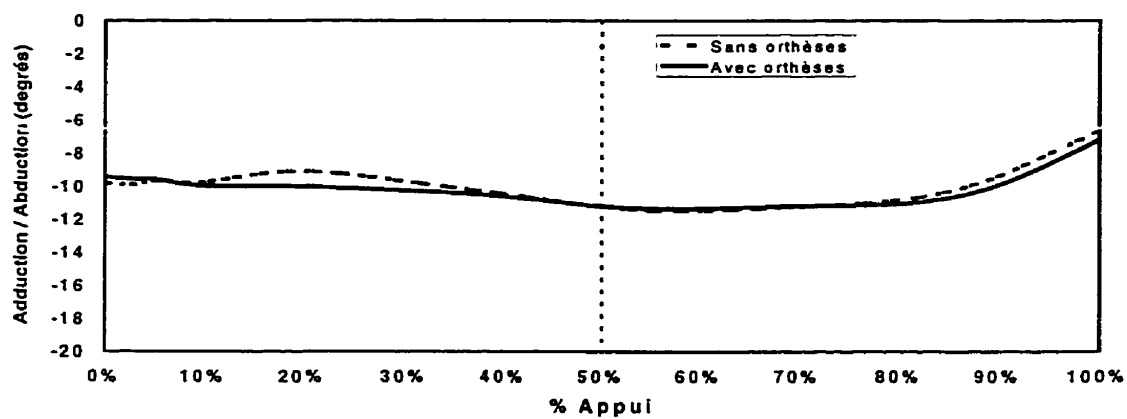
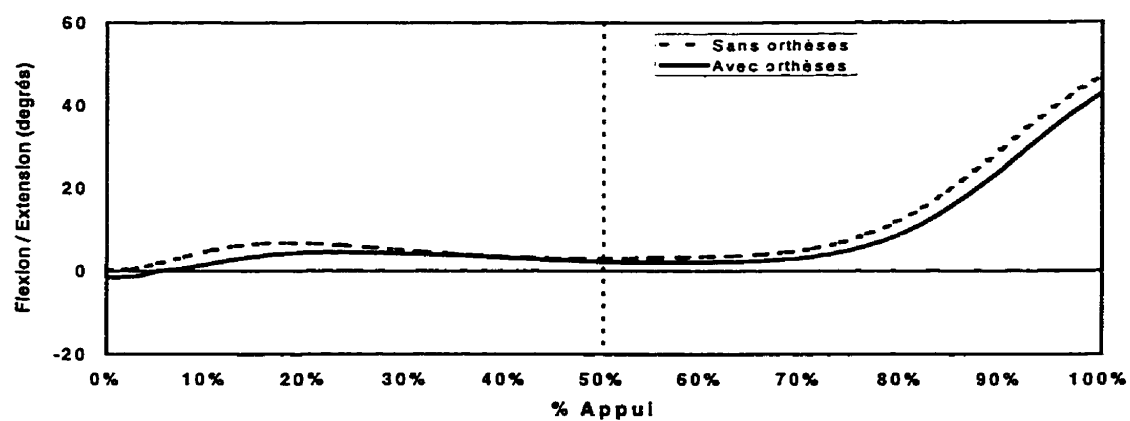
Sujet 8



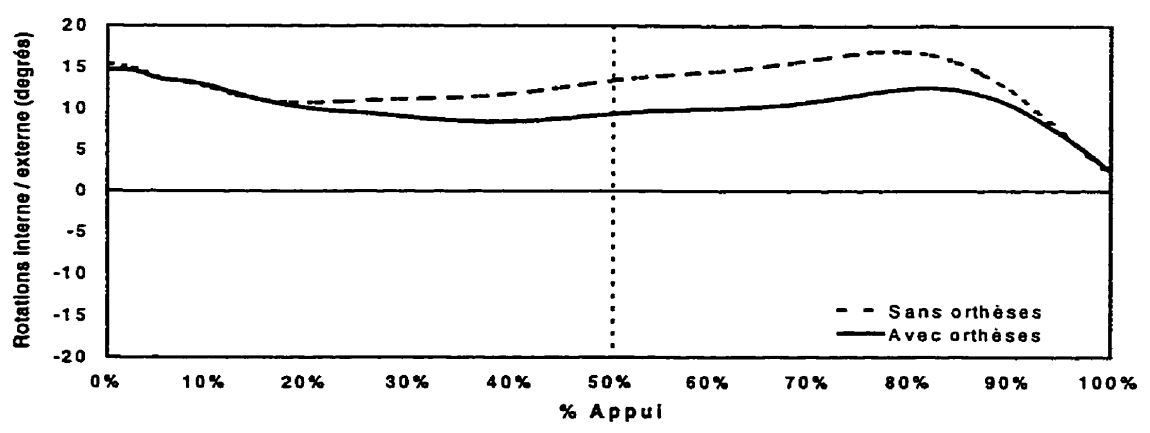
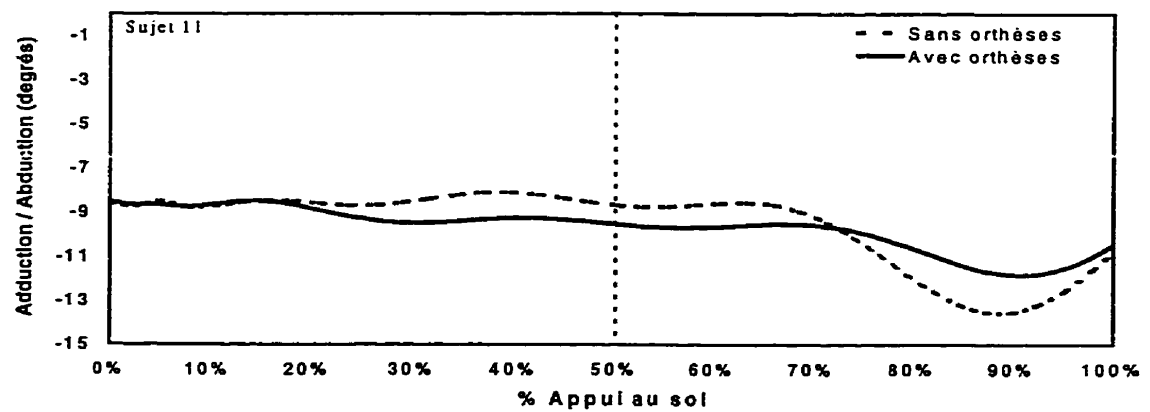
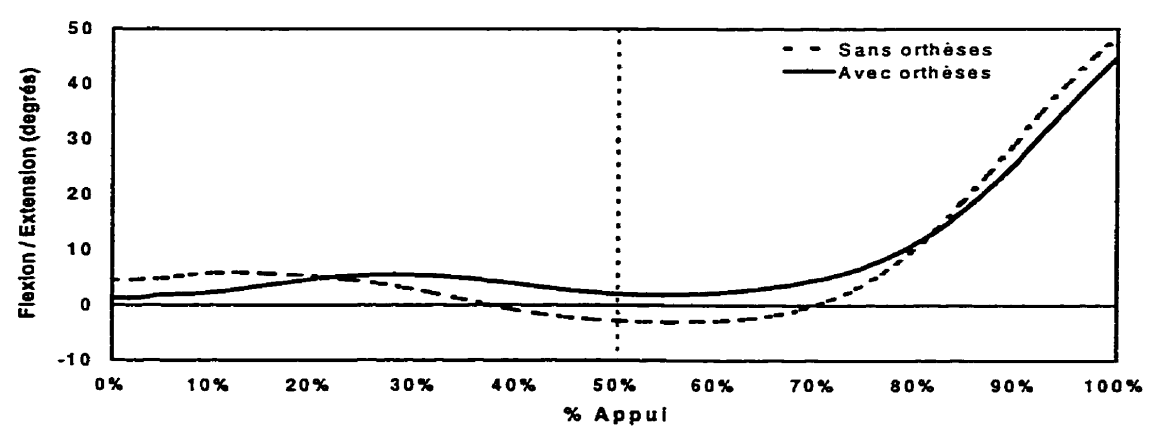
Sujet 9



Sujet 10



Sujet 11



ANNEXE IV:**Formulaire de consentement du patient**

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT DU PATIENT

ANALYSE DE LA MARCHÉ ET ÉVALUATION DE L'EFFET DES ORTHESES PLANTAIRES

Buts de l'étude

Développer un nouveau système d'analyse de la marche qui permettrait d'évaluer la cinématique spatiale du genou.

Instrumentation

1. Semelles de pressions pour mesurer les pressions sous la plante du pied.
2. Systèmes d'étude du mouvement (capteurs magnétiques et caméras).
3. Tapis roulant.
4. Marqueurs cutanés adhésifs.
5. Système d'attache pour fixer les capteurs du mouvement à la jambe et à la cuisse.

Procédures

Étape 1 :

Le système d'attache modulaire (deux pièces en plastique) et exosquelettique me sera tout d'abord installé sur l'une des jambes. Une sangle autour de la cuisse et deux autres autour du bas de la jambe assureront la stabilité du système d'attache. Ces sangles s'attachent grâce à un système de *VELCRO*. Pour consolider le système d'attache, deux appuis en plastique seront placés respectivement médialement et latéralement sur le genou. Le poids total de l'appareil, incluant les capteurs, ne dépasse pas 800 grammes.

Étape 2 :

Pendant 4 minutes, j'exécuterai des flexions et extensions avec la jambe instrumentée pour enregistrer la cinématique naturelle de mon genou et pour m'adapter à l'équipement.

Étape 3 :

Je marcherai sur un tapis-roulant tout en ayant les semelles de mesures de pressions dans mes souliers. Le système de mesures des mouvements du genou enregistrera la cinématique de ce dernier pendant toute la durée de la marche qui ne dépasse pas 2 minutes.

Étape 4 :

Reprendre l'étape 3 mais en ayant les orthèses plantaires en place.

Risques et inconforts reliés au système GENI

Il n'y a pas de risques ni à l'installation ni à l'utilisation du système d'acquisition. Des inconforts cutanés bénins pourraient cependant être éprouvés pendant le port du système d'attache exosquelettique.

Participation volontaire

Ma participation à cette étude est volontaire. Je peux refuser d'y participer ou décider de me retirer de cette étude en tout temps.

Confidentialité

Les informations se rapportant à cette étude seront traitées confidentiellement. Les résultats de cette étude seront présentés à des conférences et publiés dans des revues; toutefois, en aucun temps mon identité ne sera dévoilée.

Compensation

Je ne serai pas rémunéré(e) pour ma participation à cette étude. Par contre, sauf à indication contraire, les orthèses dont je me servirai pendant cette étude me seront fournies gratuitement.

Si des questions sont soulevées concernant ma participation à cette étude, ou si je crois avoir développé une lésion ou une complication en raison de ma participation à cette étude, je comprends que je dois contacter :

Le Dr Nicolas Duval, chirurgien orthopédiste responsable de cette étude. Pour le rejoindre, téléphoner au (514)-281-6000 extension 3757 (secrétariat d'orthopédie du CHUM – Pavillon Notre-Dame).

Consentement à participer à l'étude

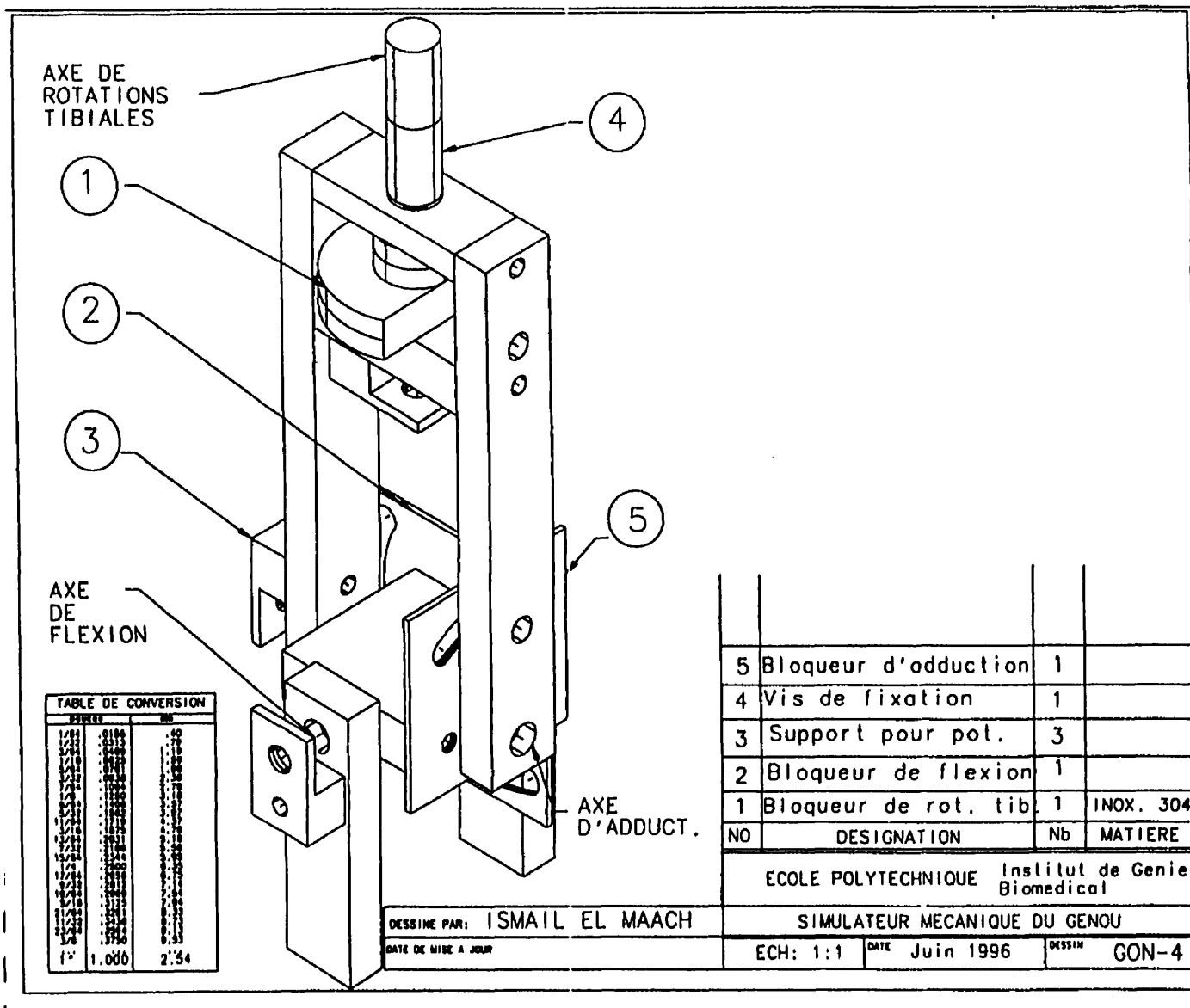
J'ai lu ce formulaire de consentement, et j'en ai reçu une copie. J'accepte de participer à cette étude de façon volontaire.

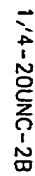
Nom et signature du sujet : _____

Nom et signature du témoin : _____

Date : _____

ANNEXE V :**Dessins techniques et de fabrication du simulateur SEMGO**

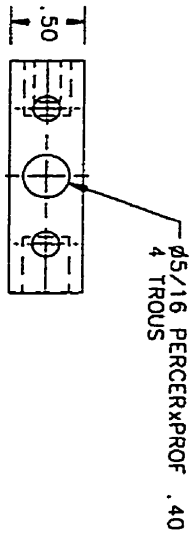
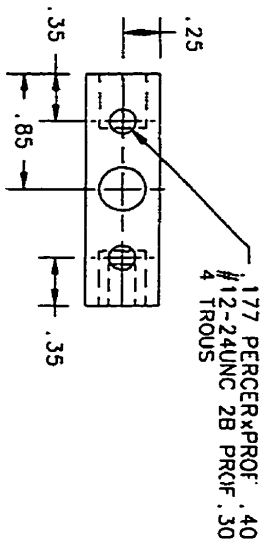
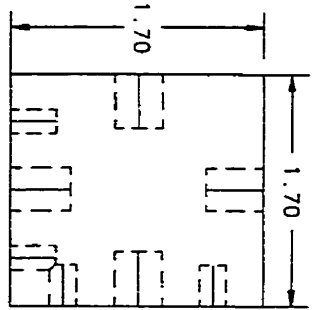




2	barre femurale mediale	1	INOX. 304
1	barre femurale laterale	1	INOX. 304
NO	DESIGNATION	Nb	MATIERE

DESSINE PAR	ISMAIL EL MAACH		ECOLE POLYTECHNIQUE	Institut de Genie Biomedical
MIS A JOUR PAR			SIMULATEUR MECANIQUE DE GENOU	
DATE DE MISE A JOUR	ECH: 1:1	DATE	Jun 1996	DESSIN CON-1

DATE	DESIGN
Jun 1996	GON-1



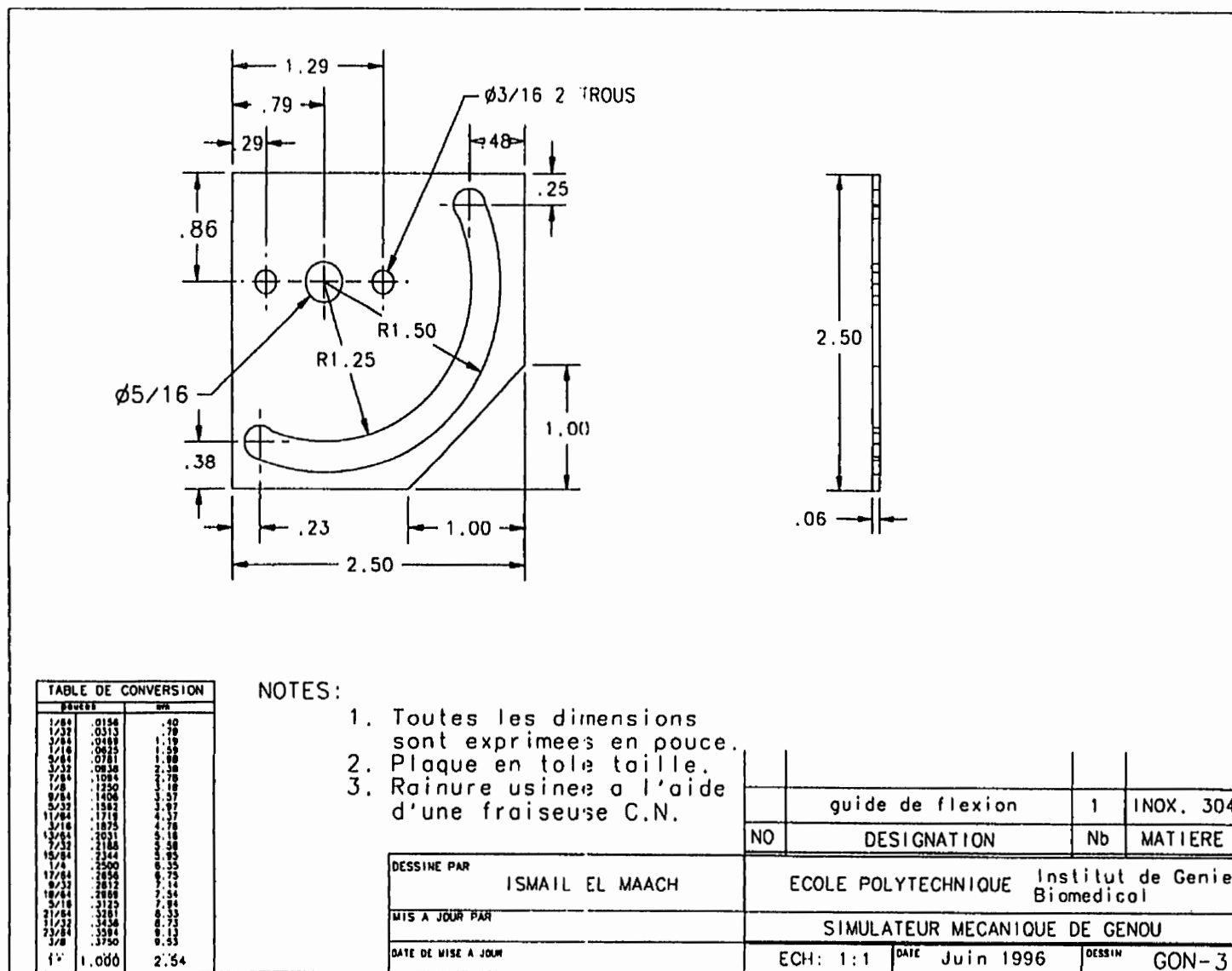
NOTES:

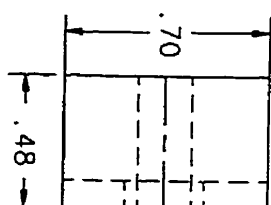
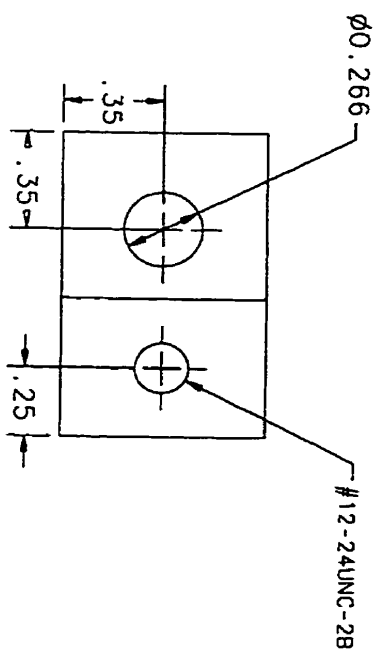
1. Toutes les dimensions sont exprimées en pouce.

TAB. DE CONVERSION

INCHES	MILLIMETRES
1/16	1.58
1/8	3.17
3/16	4.75
1/4	6.35
5/16	7.92
3/8	9.52
7/16	11.13
1/2	12.70
9/16	14.29
5/8	15.87
11/16	17.45
3/4	19.05
7/8	20.64
1	25.40

DESSINÉ PAR	ISMAL EL MAACH	NO	bloc lateral rot/od.	1	INOX. 304
LISTE A TOUR PAR		DESIGNATION		Nb	MATIERE
DATE DE MISE A JOUR					
ECH: 1:1	DATE	juin 1996	DESSIN	CON-2	



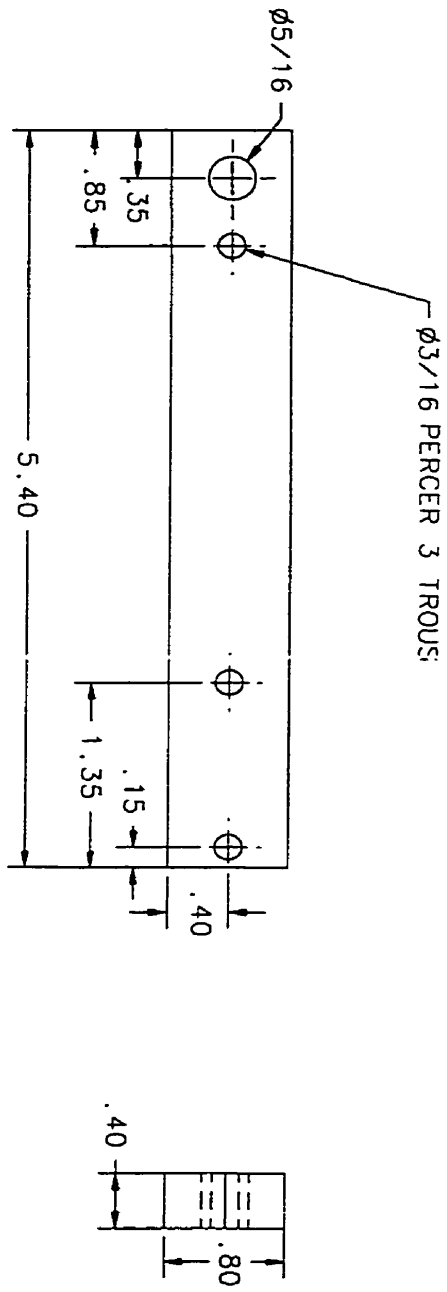


NOTES:

1. Toutes les dimensions sont exprimées en pouce.

[illegible]

DESSINER PAR	ISMAIL EL MAACH			
		support pour pol.	3	INOX. 304
		DESIGNATION	Nb	MATIERE
AUTS A JOUER PAR		ECOLE POLYTECHNIQUE Institut de Genie Biomedical		
		SIMULATEUR MECANIQUE DE GENOU		
DATE DE VISE A JOUR		ECH: 2 : 1	DATE Juin 1996	Dessin CON-4



NOTES:
1. Toutes les dimensions
sont exprimees en pouce

TABLE DE CONVERSION			
POUCES		MILLIMETRES	
1/32	.0156	10	25.40
1/16	.0312	20	50.80
1/8	.0625	30	76.20
3/16	.1250	40	101.60
1/4	.2500	50	127.00
5/16	.3125	60	152.40
3/8	.3750	70	177.80
7/16	.4375	80	203.20
1/2	.5000	90	228.60
5/8	.6250	100	254.00
3/4	.7500	110	279.40
7/8	.8750	120	304.80
1	1.0000	130	330.20
1 1/8	1.1250	140	355.60
1 1/4	1.2500	150	381.00
1 3/8	1.3750	160	406.40
1 1/2	1.5000	170	431.80
1 5/8	1.6250	180	457.20
1 3/4	1.7500	190	482.60
1 7/8	1.8750	200	508.00
2	2.0000	210	533.40
2 1/8	2.1250	220	558.80
2 1/4	2.2500	230	584.20
2 3/8	2.3750	240	609.60
2 1/2	2.5000	250	635.00
2 5/8	2.6250	260	660.40
2 3/4	2.7500	270	685.80
2 7/8	2.8750	280	711.20
3	3.0000	290	736.60
3 1/8	3.1250	300	762.00
3 1/4	3.2500	310	787.40
3 3/8	3.3750	320	812.80
3 1/2	3.5000	330	838.20
3 5/8	3.6250	340	863.60
3 3/4	3.7500	350	889.00
3 7/8	3.8750	360	914.40
4	4.0000	370	939.80
4 1/8	4.1250	380	965.20
4 1/4	4.2500	390	990.60
4 3/8	4.3750	400	1016.00
4 1/2	4.5000	410	1041.40
4 5/8	4.6250	420	1066.80
4 3/4	4.7500	430	1092.20
4 7/8	4.8750	440	1117.60
5	5.0000	450	1143.00
5 1/8	5.1250	460	1168.40
5 1/4	5.2500	470	1193.80
5 3/8	5.3750	480	1219.20
5 1/2	5.5000	490	1244.60
5 5/8	5.6250	500	1270.00
5 3/4	5.7500	510	1295.40
5 7/8	5.8750	520	1320.80
6	6.0000	530	1346.20
6 1/8	6.1250	540	1371.60
6 1/4	6.2500	550	1397.00
6 3/8	6.3750	560	1422.40
6 1/2	6.5000	570	1447.80
6 5/8	6.6250	580	1473.20
6 3/4	6.7500	590	1498.60
6 7/8	6.8750	600	1524.00
7	7.0000	610	1549.40
7 1/8	7.1250	620	1574.80
7 1/4	7.2500	630	1600.20
7 3/8	7.3750	640	1625.60
7 1/2	7.5000	650	1651.00
7 5/8	7.6250	660	1676.40
7 3/4	7.7500	670	1701.80
7 7/8	7.8750	680	1727.20
8	8.0000	690	1752.60
8 1/8	8.1250	700	1778.00
8 1/4	8.2500	710	1803.40
8 3/8	8.3750	720	1828.80
8 1/2	8.5000	730	1854.20
8 5/8	8.6250	740	1879.60
8 3/4	8.7500	750	1905.00
8 7/8	8.8750	760	1930.40
9	9.0000	770	1955.80
9 1/8	9.1250	780	1981.20
9 1/4	9.2500	790	2006.60
9 3/8	9.3750	800	2032.00
9 1/2	9.5000	810	2057.40
9 5/8	9.6250	820	2082.80
9 3/4	9.7500	830	2108.20
9 7/8	9.8750	840	2133.60
10	10.0000	850	2159.00
10 1/8	10.1250	860	2184.40
10 1/4	10.2500	870	2209.80
10 3/8	10.3750	880	2235.20
10 1/2	10.5000	890	2260.60
10 5/8	10.6250	900	2286.00
10 3/4	10.7500	910	2311.40
10 7/8	10.8750	920	2336.80
11	11.0000	930	2362.20
11 1/8	11.1250	940	2387.60
11 1/4	11.2500	950	2413.00
11 3/8	11.3750	960	2438.40
11 1/2	11.5000	970	2463.80
11 5/8	11.6250	980	2489.20
11 3/4	11.7500	990	2514.60
11 7/8	11.8750	1000	2540.00
12	12.0000	1010	2565.40
12 1/8	12.1250	1020	2590.80
12 1/4	12.2500	1030	2616.20
12 3/8	12.3750	1040	2641.60
12 1/2	12.5000	1050	2667.00
12 5/8	12.6250	1060	2692.40
12 3/4	12.7500	1070	2717.80
12 7/8	12.8750	1080	2743.20
13	13.0000	1090	2768.60
13 1/8	13.1250	1100	2794.00
13 1/4	13.2500	1110	2819.40
13 3/8	13.3750	1120	2844.80
13 1/2	13.5000	1130	2870.20
13 5/8	13.6250	1140	2895.60
13 3/4	13.7500	1150	2921.00
13 7/8	13.8750	1160	2946.40
14	14.0000	1170	2971.80
14 1/8	14.1250	1180	2997.20
14 1/4	14.2500	1190	3022.60
14 3/8	14.3750	1200	3048.00
14 1/2	14.5000	1210	3073.40
14 5/8	14.6250	1220	3098.80
14 3/4	14.7500	1230	3124.20
14 7/8	14.8750	1240	3149.60
15	15.0000	1250	3175.00
15 1/8	15.1250	1260	3200.40
15 1/4	15.2500	1270	3225.80
15 3/8	15.3750	1280	3251.20
15 1/2	15.5000	1290	3276.60
15 5/8	15.6250	1300	3302.00
15 3/4	15.7500	1310	3327.40
15 7/8	15.8750	1320	3352.80
16	16.0000	1330	3378.20
16 1/8	16.1250	1340	3403.60
16 1/4	16.2500	1350	3429.00
16 3/8	16.3750	1360	3454.40
16 1/2	16.5000	1370	3479.80
16 5/8	16.6250	1380	3505.20
16 3/4	16.7500	1390	3530.60
16 7/8	16.8750	1400	3556.00
17	17.0000	1410	3581.40
17 1/8	17.1250	1420	3606.80
17 1/4	17.2500	1430	3632.20
17 3/8	17.3750	1440	3657.60
17 1/2	17.5000	1450	3683.00
17 5/8	17.6250	1460	3708.40
17 3/4	17.7500	1470	3733.80
17 7/8	17.8750	1480	3759.20
18	18.0000	1490	3784.60
18 1/8	18.1250	1500	3810.00
18 1/4	18.2500	1510	3835.40
18 3/8	18.3750	1520	3860.80
18 1/2	18.5000	1530	3886.20
18 5/8	18.6250	1540	3911.60
18 3/4	18.7500	1550	3937.00
18 7/8	18.8750	1560	3962.40
19	19.0000	1570	3987.80
19 1/8	19.1250	1580	4013.20
19 1/4	19.2500	1590	4038.60
19 3/8	19.3750	1600	4064.00
19 1/2	19.5000	1610	4089.40
19 5/8	19.6250	1620	4114.80
19 3/4	19.7500	1630	4140.20
19 7/8	19.8750	1640	4165.60
20	20.0000	1650	4191.00
20 1/8	20.1250	1660	4216.40
20 1/4	20.2500	1670	4241.80
20 3/8	20.3750	1680	4267.20
20 1/2	20.5000	1690	4292.60
20 5/8	20.6250	1700	4318.00
20 3/4	20.7500	1710	4343.40
20 7/8	20.8750	1720	4368.80
21	21.0000	1730	4394.20
21 1/8	21.1250	1740	4419.60
21 1/4	21.2500	1750	4445.00
21 3/8	21.3750	1760	4470.40
21 1/2	21.5000	1770	4495.80
21 5/8	21.6250	1780	4521.20
21 3/4	21.7500	1790	4546.60
21 7/8	21.8750	1800	4572.00
22	22.0000	1810	4597.40
22 1/8	22.1250	1820	4622.80
22 1/4	22.2500	1830	4648.20
22 3/8	22.3750	1840	4673.60
22 1/2	22.5000	1850	4699.00
22 5/8	22.6250	1860	4724.40
22 3/4	22.7500	1870	4749.80
22 7/8	22.8750	1880	4775.20
23	23.0000	1890	4800.60
23 1/8	23.1250	1900	4826.00
23 1/4	23.2500	1910	4851.40
23 3/8	23.3750	1920	4876.80
23 1/2	23.5000	1930	4902.20
23 5/8	23.6250	1940	4927.60
23 3/4	23.7500	1950	4953.00
23 7/8	23.8750	1960	4978.40
24	24.0000	1970	5003.80
24 1/8	24.1250	1980	5029.20
24 1/4	24.2500	1990	5054.60
24 3/8	24.3750	2000	5080.00
24 1/2	24.5000	2010	5105.40
24 5/8	24.6250	2020	5130.80
24 3/4	24.7500	2030	5156.20
24 7/8	24.8750	2040	5181.60
25	25.0000	2050	5207.00
25 1/8	25.1250	2060	5232.40
25 1/4	25.2500	2070	5257.80
25 3/8	25.3750	2080	5283.20
25 1/2	25.5000	2090	5308.60
25 5/8	25.6250	2100	5334.00
25 3/4	25.7500	2110	5359.40
25 7/8	25.8750	2120	5384.80
26	26.0000	2130	5410.20
26 1/8	26.1250	2140	5435.60
26 1/4	26.2500	2150	5461.00
26 3/8	26.3750	2160	5486.40
26 1/2	26.5000	2170	5511.80
26 5/8	26.6250	2180	5537.20
26 3/4	26.7500	2190	5562.60
26 7/8	26.8750	2200	5588.00
27	27.0000	2210	5613.40
27 1/8	27.1250	2220	5638.80
27 1/4	27.2500	2230	5664.20
27 3/8	27.3750	2240	5689.60
27 1/2	27.5000	2250	5715.00
27 5/8	27.6250	2260	5740.40
27 3/4	27.7500	2270	5765.80
27 7/8	27.8750	2280	5791.20
28	28.0000	2290	5816.60
28 1/8	28.1250	2300	5842.00
28 1/4	28.2500	2310	5867.40
28 3/8	28.3750	2320	5892.80
28 1/2	28.5000	2330	5918.20
28 5/8	28.6250	2340	5943.60
28 3/4	28.7500	2350	5969.00
28 7/8	28.8750	2360	5994.40
29	29.0000	2370	6019.80
29 1/8	29.1250	2380	6045.20
29 1/4	29.2500	2390	6070.60
29 3/8	29.3750	2400	6096.00
29 1/2	29.5000	2410	6121.40
29 5/8	29.6250	2420	6146.80
29 3/4	29.7500	2430	6172.20
29 7/8	29.8750	2440	6197.60
30	30.0000	2450	6223.00
30 1/8	30.1250	2460	6248.40
30 1/4	30.2500	2470	6273.80
30 3/8	30.3750	2480	6299.20
30 1/2	30.5000	2490	6324.60
30 5/8	30.6250	2500	6350.00
30 3/4	30.7500	2510	6375.40
30 7/8	30.8750	2520	6400.80
31	31.0000	2530	6426.20
31 1/8	31.1250	2540	6451.60
31 1/4	31.2500	2550	6477.00
31 3/8	31.3750	2560	6502.40
31 1/2	31.5000	2570	6527.80
31 5/8	31.6250	2580	6553.20
31 3/4	31.7500	2590	

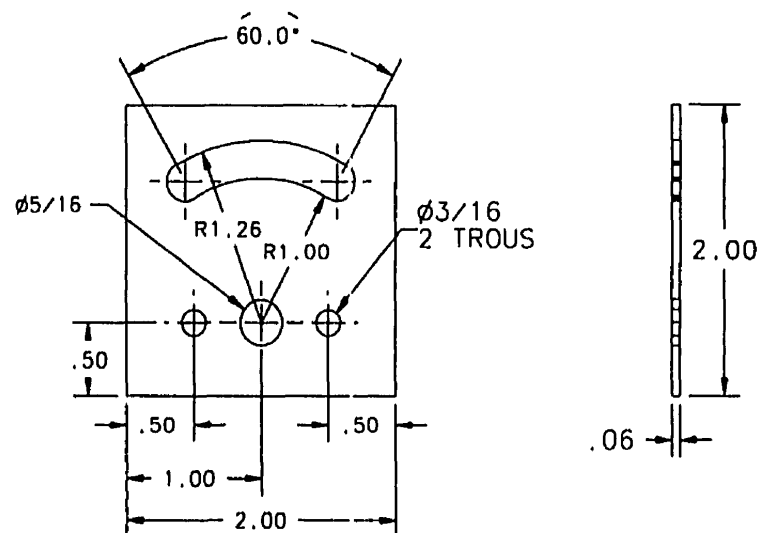
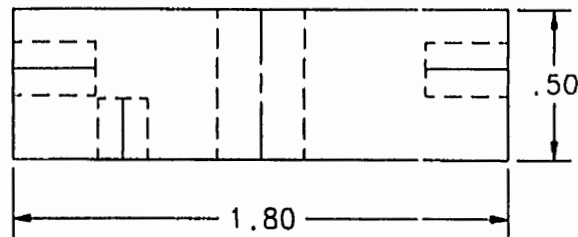


TABLE DE CONVERSION		
POUCES	MILLIMETRES	METRES
1/8"	.125	.00125
1/4"	.250	.00250
3/8"	.375	.00375
1/2"	.500	.00500
5/8"	.625	.00625
3/4"	.750	.00750
7/8"	.875	.00875
1"	1.000	.01000
1 1/8"	1.125	.01125
1 1/4"	1.250	.01250
1 3/8"	1.375	.01375
1 1/2"	1.500	.01500
1 5/8"	1.625	.01625
1 3/4"	1.750	.01750
1 7/8"	1.875	.01875
2"	2.000	.02000
2 1/8"	2.125	.02125
2 1/4"	2.250	.02250
2 3/8"	2.375	.02375
2 1/2"	2.500	.02500
2 5/8"	2.625	.02625
2 3/4"	2.750	.02750
2 7/8"	2.875	.02875
3"	3.000	.03000
3 1/8"	3.125	.03125
3 1/4"	3.250	.03250
3 3/8"	3.375	.03375
3 1/2"	3.500	.03500
3 5/8"	3.625	.03625
3 3/4"	3.750	.03750
3 7/8"	3.875	.03875
4"	4.000	.04000
4 1/8"	4.125	.04125
4 1/4"	4.250	.04250
4 3/8"	4.375	.04375
4 1/2"	4.500	.04500
4 5/8"	4.625	.04625
4 3/4"	4.750	.04750
4 7/8"	4.875	.04875
5"	5.000	.05000
5 1/8"	5.125	.05125
5 1/4"	5.250	.05250
5 3/8"	5.375	.05375
5 1/2"	5.500	.05500
5 5/8"	5.625	.05625
5 3/4"	5.750	.05750
5 7/8"	5.875	.05875
6"	6.000	.06000
6 1/8"	6.125	.06125
6 1/4"	6.250	.06250
6 3/8"	6.375	.06375
6 1/2"	6.500	.06500
6 5/8"	6.625	.06625
6 3/4"	6.750	.06750
6 7/8"	6.875	.06875
7"	7.000	.07000
7 1/8"	7.125	.07125
7 1/4"	7.250	.07250
7 3/8"	7.375	.07375
7 1/2"	7.500	.07500
7 5/8"	7.625	.07625
7 3/4"	7.750	.07750
7 7/8"	7.875	.07875
8"	8.000	.08000
8 1/8"	8.125	.08125
8 1/4"	8.250	.08250
8 3/8"	8.375	.08375
8 1/2"	8.500	.08500
8 5/8"	8.625	.08625
8 3/4"	8.750	.08750
8 7/8"	8.875	.08875
9"	9.000	.09000
9 1/8"	9.125	.09125
9 1/4"	9.250	.09250
9 3/8"	9.375	.09375
9 1/2"	9.500	.09500
9 5/8"	9.625	.09625
9 3/4"	9.750	.09750
9 7/8"	9.875	.09875
10"	10.000	.10000

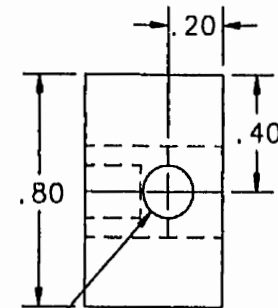
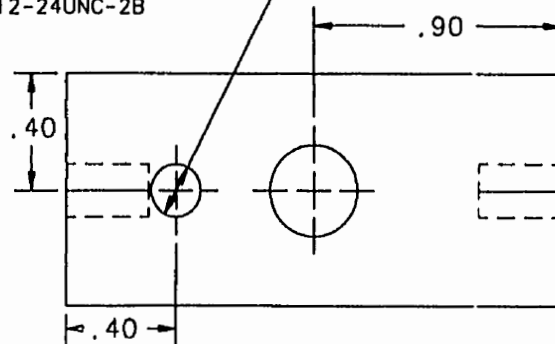
NOTES:

1. Toutes les dimensions sont exprimees en pouce.
2. Plaque en tôle taillée.
3. Rainure usinée à l'aide d'une fraiseuse C.N.

	guide d'adduction	1	INOX. 304
NO	DESIGNATION	Nb	MATIERE
DESSINE PAR	ISMAIL EL MAACH	ECOLE POLYTECHNIQUE	Institut de Genie Biomedical
MIS A JOUR PAR		SIMULATEUR MECANIQUE DE GENOU	
DATE DE MISE A JOUR	ECH: 1:1	DATE	Juin 1996
		DESSIN	GON-7



#16 PERCERxPROF .20
#12-24UNC-2B



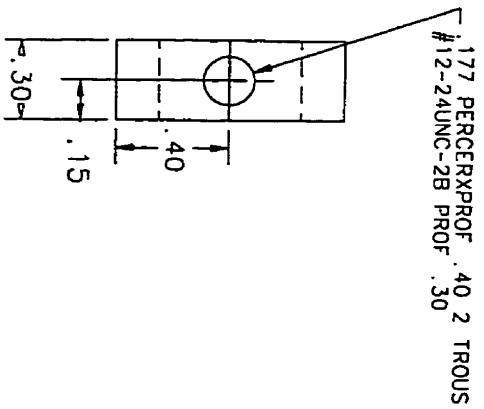
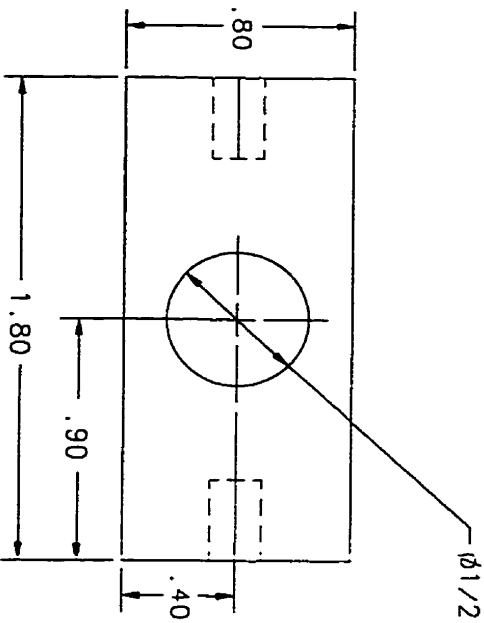
#16 PERCERxPROF .30
#12-24UNC-2B 2 TROUS

TABLE DE CONVERSION		
POUCHES		mm
1/64	.0156	.40
1/32	.0313	.79
3/64	.0469	1.19
1/16	.0625	1.59
5/64	.0781	1.99
3/32	.0938	2.38
7/64	.1094	2.78
1/8	.1250	3.18
9/64	.1406	3.57
5/32	.1562	3.97
11/64	.1719	4.37
3/16	.1875	4.77
13/64	.2031	5.17
7/32	.2188	5.57
15/64	.2344	5.97
1/4	.2500	6.35
17/64	.2656	6.75
9/32	.2813	7.15
19/64	.2969	7.54
5/16	.3125	7.94
21/64	.3281	8.34
11/32	.3438	8.75
23/64	.3594	9.15
3/8	.3750	9.53
1"	1.000	25.4

NOTES:

1. Toutes les dimensions
sont exprimees en pouce.

DESSINE PAR	ISMAIL EL MAACH	bloc lateral tibial 1		1	INOX. 304
MIS A JOUR PAR		NO	DESIGNATION	Nb	MATIERE
DATE DE MISE A JOUR		ECOLE POLYTECHNIQUE Institut de Genie Biomedical			
		SIMULATEUR MECANIQUE DE GENOU			
		ECH: 2:1	DATE	Juin 1996	DESSIN GON-8



NOTES:
1. Toutes les dimensions
sont exprimees en pouce.

TABLE DE CONVERSION	
POUCE	MILLIMETRE
1/16	0.156
1/8	0.312
3/16	0.468
1/4	0.625
5/16	0.781
3/8	0.937
7/16	1.093
1/2	1.250
9/16	1.406
5/8	1.562
11/16	1.718
3/4	1.875
7/8	2.031
1	2.540
1 1/8	2.954
1 1/4	3.175
1 3/8	3.492
1 1/2	3.810
1 5/8	4.127
1 3/4	4.444
1 7/8	4.761
2	5.079
2 1/8	5.396
2 1/4	5.714
2 3/8	6.031
2 1/2	6.350
2 5/8	6.667
3	7.620

DESSEINE PAR	ISMAIL EL MAACH
DATE DE VISE A JOUR	
NO	bloc lateral tibial 2
DESIGNATION	
Nb	1
MATIERE	INOX. 304
ECHE	2:1
DATE	Juin 1996
DESSEINE	CON-10

DESSEINE PAR	ISMAIL EL MAACH
DATE DE VISE A JOUR	
NO	bloc lateral tibial 2
DESIGNATION	
Nb	1
MATIERE	INOX. 304
ECHE	2:1
DATE	Juin 1996
DESSEINE	CON-10

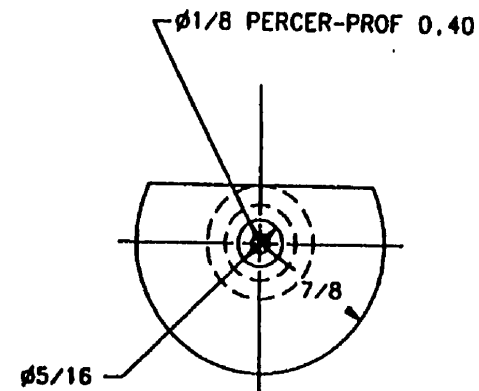
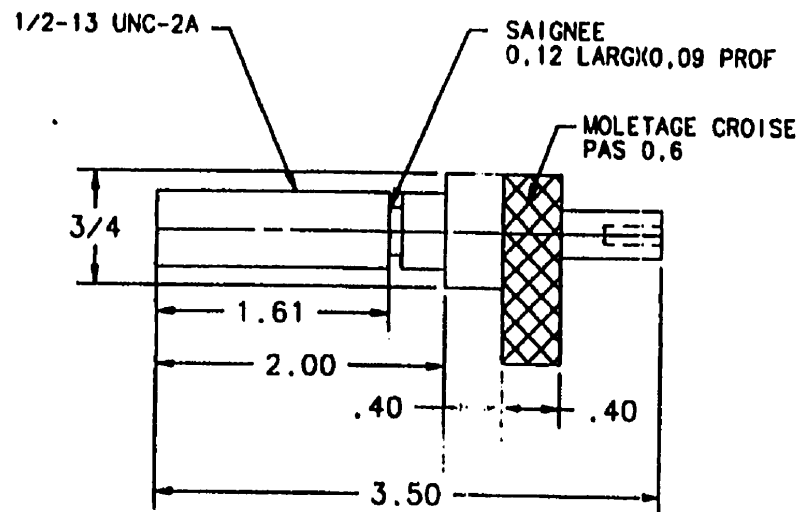


TABLE DE CONVERSION		
POUR	EN	
1"	25.4	mm
1/8"	3.175	mm
1/4"	6.35	mm
3/8"	9.525	mm
1/2"	12.7	mm
5/8"	15.875	mm
3/4"	19.05	mm
7/8"	22.225	mm
1 1/8"	28.575	mm
1 1/4"	31.75	mm
1 3/8"	34.925	mm
1 1/2"	38.1	mm
1 5/8"	41.275	mm
1 3/4"	44.45	mm
1 7/8"	47.625	mm
2"	50.8	mm
2 1/8"	53.975	mm
2 1/4"	57.15	mm
2 3/8"	60.325	mm
2 1/2"	63.5	mm
2 5/8"	66.675	mm
2 3/4"	69.85	mm
2 7/8"	73.025	mm
3"	76.2	mm
3 1/8"	79.375	mm
3 1/4"	82.55	mm
3 3/8"	85.725	mm
3 1/2"	88.9	mm
3 5/8"	92.075	mm
3 3/4"	95.25	mm
3 7/8"	98.425	mm
4"	101.6	mm

NOTES:

1. Toutes les dimensions sont exprimées en pouce.

DESTINE PAR	ISMAIL EL MAACH	ECOLES POLYTECHNIQUE	Institut de Genie Biomedical
MIS A JOUR PAR		SIMULATEUR MECANIQUE DE GENOU	
DATE DE MISE A JOUR		ECH: 1:1	DATE Juin 1996
		DESSIN	GON-11

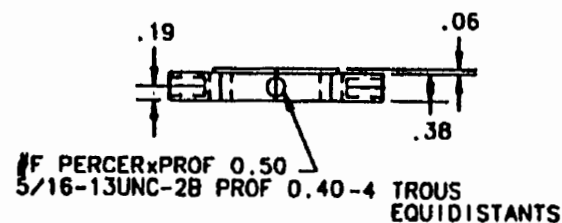
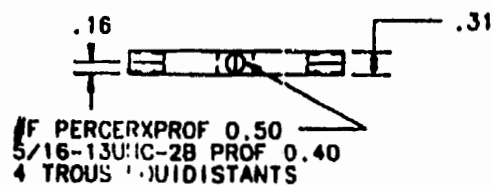
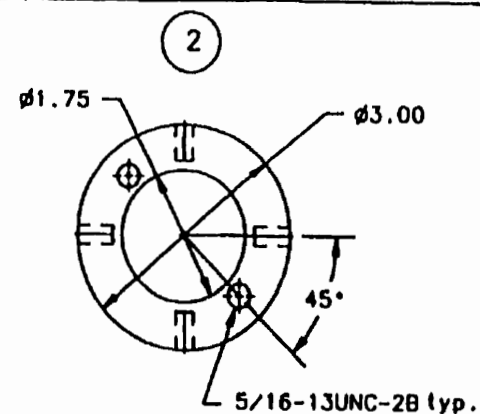
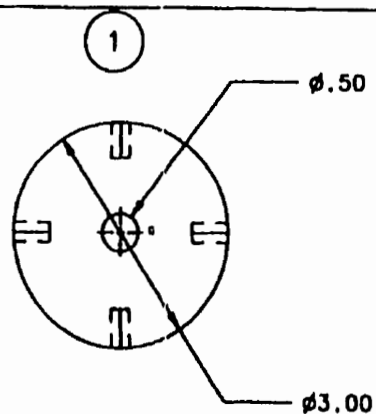


TABLE DE CONVERSION		
POUR	EN	
1"	25.4	
1/8"	3.175	
1/4"	6.35	
3/8"	9.525	
1/2"	12.7	
5/8"	15.875	
3/4"	19.05	
7/8"	22.225	
1 1/8"	28.575	
1 1/4"	31.75	
1 3/8"	34.925	
1 1/2"	38.1	
1 5/8"	41.275	
1 3/4"	44.45	
1 7/8"	47.625	
2"	50.8	
2 1/8"	54.0	
2 1/4"	57.15	
2 3/8"	60.325	
2 1/2"	63.5	
2 5/8"	66.675	
2 3/4"	69.85	
2 7/8"	73.025	
3"	76.2	
3 1/8"	79.375	
3 1/4"	82.55	
3 3/8"	85.725	
3 1/2"	88.9	
3 5/8"	92.075	
3 3/4"	95.25	
3 7/8"	98.425	
4"	101.6	

NOTES:

1. Toutes les dimensions
sont exprimées en pouce.

2	base tibiale	1	Aluminium
1	base femorale	1	Aluminium
NO	DESIGNATION	Nb	MATIERE
ECOLE POLYTECHNIQUE Institut de Genie Biomedical			
SIMULATEUR MECANIQUE DE GENOU			
ECH:0.5:1	DATE	Juin 1996	DESSIN
			GON-12

DESSINE PAR
ISMAIL EL MAACH

MISE A JOUR PAR

DATE DE MISE A JOUR

