



Titre: Analyse non linéaire par éléments finis du genou humain sous charges complexes en flexion
Title:

Auteur: Kodjo Enyonam Moglo
Author:

Date: 2002

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Moglo, K. E. (2002). Analyse non linéaire par éléments finis du genou humain sous charges complexes en flexion [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/7079/>
Citation:

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

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7079/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Aboulfazl Shirazi-Adl
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

INFORMATION TO USERS

This manuscript has been reproduced from the microfilm master. UMI films the text directly from the original or copy submitted. Thus, some thesis and dissertation copies are in typewriter face, while others may be from any type of computer printer.

The quality of this reproduction is dependent upon the quality of the copy submitted. Broken or indistinct print, colored or poor quality illustrations and photographs, print bleedthrough, substandard margins, and improper alignment can adversely affect reproduction.

In the unlikely event that the author did not send UMI a complete manuscript and there are missing pages, these will be noted. Also, if unauthorized copyright material had to be removed, a note will indicate the deletion.

Oversize materials (e.g., maps, drawings, charts) are reproduced by sectioning the original, beginning at the upper left-hand corner and continuing from left to right in equal sections with small overlaps.

**ProQuest Information and Learning
300 North Zeeb Road, Ann Arbor, MI 48106-1346 USA
800-521-0600**

UMI[®]

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**ANALYSE NON LINÉAIRE PAR ÉLÉMENTS FINIS DU GENOU HUMAIN
SOUS CHARGES COMPLEXES EN FLEXION**

**KODJO ENYONAM MOGLO
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

**THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR
(GÉNIE MÉCANIQUE)
OCTOBRE 2002**

© Kodjo Enyonam Moglo, 2002.



**National Library
of Canada**

**Acquisitions and
Bibliographic Services**

**385 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

**Bibliothèque nationale
du Canada**

**Acquisitions et
services bibliographiques**

**385, 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.

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.

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 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.

0-612-75941-5

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée:

**ANALYSE NON LINÉAIRE PAR ÉLÉMENTS FINIS DU GENOU HUMAIN
SOUS CHARGES COMPLEXES EN FLEXION**

présentée par: MOGLO Kodjo Enyonam

en vue de l'obtention du diplôme de: Philosophiae Doctor

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

M. LAKIS Aouni A., Ph.D., président

M. SHIRAZI-ADL Aboulfazl, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. KASRA Mehran, Ph.D., membre

M. BUSCHMANN Michael, Ph.D., membre

DÉDICACE

À tous ceux qui m'ont encouragé,

À mes parents qui ont cru en moi.

REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer mes chaleureux remerciements à tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de cet ouvrage. J'adresse particulièrement mes remerciements à Monsieur Aboulfazl Shirazi-Adl, mon directeur de thèse, pour avoir initié, encadré et financé ce travail et aussi pour ses conseils judicieux, ses commentaires critiques et pertinents du début jusqu'à la fin de cette thèse. Je remercie également le Fonds pour la formation des chercheurs et l'aide à la recherche (Fonds FCAR) pour sa contribution financière durant une partie de cette étude.

Je remercie également Monsieur Aouni Lakis, professeur au département de génie mécanique, Monsieur Michael Buschmann, professeur à l'Institut de génie biomédical et Monsieur Mehran Kasra, Associate Professor au Department of Mechanical, Aerospace, and Biomedical Engineering de l'University of Tennessee pour avoir accepté de faire partie de mon jury d'examen de thèse.

Ma profonde gratitude s'adresse aussi à tous les membres de la section mécanique appliquée pour les multiples et fructueux échanges et leur précieuse collaboration. Enfin mes remerciements vont à tous mes frères, soeurs, cousins, cousines, amis et amies qui m'ont encouragé du début jusqu'à la fin de cette thèse.

RÉSUMÉ

Le genou humain est l'une des plus complexes articulations du corps humain exposé à des chargements et mouvements combinés, statiques comme dynamiques, à court et à long terme. Due aux charges supportées et à des déplacements importants nécessaires pour effectuer diverses tâches, la stabilisation du genou est, de tous les problèmes biomécaniques articulaires, l'un des plus difficiles à étudier. Cette articulation portante située au milieu des membres inférieurs se trouve être un centre de transmission tridimensionnel particulièrement sollicité. Lors d'une marche normale par exemple, à la phase d'appui du pas, les forces de compression sur les plateaux tibiaux d'un genou sont de l'ordre de 2 à 3 fois le poids du corps. Ces forces peuvent atteindre 4 à 5 fois le poids du corps lors de la course ou de sauts légers et 6 à 7 fois le poids corporel lors de certaines activités sportives (le ski, le football, le hockey, etc.) de même que des charges excessives en cisaillement. Le processus de transfert de charge s'opère parfois au-delà de la limite des capacités mécaniques des composants, ce qui fait du genou l'articulation la plus exposée aux traumatismes, luxations, entorses et processus dégénératifs du cartilage.

Une étape essentielle dans la compréhension des mécanismes physico-biologiques qui entraînent ces lésions sous des sollicitations mécaniques consiste à cerner le comportement biomécanique du genou. Depuis les premiers essais d'interprétation mécanique de l'articulation fémoro-tibiale publiés par Brantigan et

Voshell en 1941, plusieurs études expérimentales ont été menées afin de mieux comprendre la biomécanique du genou; les progrès obtenus ont été considérables. Depuis quelques années déjà, des modèles mathématiques et numériques, avec différents degrés de précision, ont été élaborés pour compléter les méthodes expérimentales afin d'aider à la prévention des blessures et dégénérescences et d'assister les chirurgiens dans leurs prises de décision en ce qui concerne le traitement et la réadaptation.

Ainsi un modèle détaillé 3-D de l'articulation fémoro-tibiale, constitué de deux structures osseuses (tibia, fémur) et leurs cartilages articulaires, de ménisques et de quatre ligaments principaux (deux croisés, deux latéraux) est développé pour étudier la réponse globale du genou humain passif en flexion-extension sans ou avec des charges extérieures. Basé sur un modèle validé de genou humain reconstitué par Bendjaballah en 1996 à partir du genou droit d'un donneur féminin de 27 ans, ce modèle a été raffiné et intensément utilisé pour mener une analyse élasto-statique non linéaire en flexion-extension passive afin d'identifier comment s'effectue le mécanisme de transfert de charge sur les composants passifs du genou sous différents chargements extérieurs et aussi d'étudier le rôle de certains paramètres du joint, entre autres les déformations initiales des ligaments dans le comportement biomécanique du genou. Un accent particulier est mis sur l'effet de la rupture des ligaments croisés sur la réponse globale du système. Les conditions aux rives ont été judicieusement choisies pour préserver la

stabilité et la mobilité libre de l'articulation; ces conditions ont été parfois altérées pour étudier le rôle qu'elles jouent dans la réponse globale de l'articulation du genou.

Les structures osseuses (fémur et tibia) ont été représentées comme des corps rigides dans cette étude. Les cartilages articulaires ont été considérés comme un matériau homogène, isotrope et élastique. Les ménisques ont été modélisés par un matériau composite avec une matrice isotrope linéaire renforcée par des ressorts non linéaires dans les directions radiale et circonférentielle pour tenir compte des fibres de collagène qui sont des composants dominants dans ces directions. Pour la structure ligamentaire, des courbes non linéaires de contrainte-déformation ont été utilisées pour les différents faisceaux. Des valeurs des déformations initiales ont été prises en compte dans l'analyse du joint afin de tenir compte des contraintes initiales dans les ligaments et donc des pré-contraintes de l'articulation fémoro-tibiale. Pour tenir compte de l'enroulement du ligament collatéral médial autour du bord osseux du tibia proximal, des éléments «wrapping» ont été utilisés. Six zones de contact à grand déplacement ont été considérées dans le modèle actuel, contact entre le fémur et les ménisques, entre les ménisques et le tibia et entre le fémur et le tibia tant du côté médial que latéral. Le contact entre le fémur et la rotule est modélisé, mais non actif pour le moment dans les analyses dans le cadre de ce travail.

En flexion passive pure, pendant les mouvements de flexion-extension du fémur, le tibia a subi une rotation automatique autour de son axe de telle sorte qu'une rotation

externe est associée à l'extension et une rotation interne est associée à la flexion (screw-home motion). Le repositionnement de l'axe de flexion-extension en le tournant de $\pm 5^\circ$ autour de l'axe axial du tibia de même que l'activation d'un des ligaments croisés en variant la déformation initiale du LCP ou en supprimant le LCA ont influencé de façon substantielle cette rotation automatique du tibia. Un couplage remarquable a été trouvé entre les ligaments croisés (LCA, LCP) de telle sorte que les forces dans ces deux ligaments augmentaient lorsque la déformation initiale augmentait dans un de ces ligaments et diminuaient en l'absence d'un des ligaments.

En tiroir postérieur du fémur par rapport au tibia, les résultats ont montré que, dans un genou intact, le ligament croisé antérieur (LCA) est la principale résistance face à un mouvement de translation postérieure à différents angles de flexion et que sa rupture entraîne une augmentation considérable des laxités associées. En flexion nulle et en absence du LCA, les forces dans les ligaments latéraux interne et externe (LLI, LLE) ont augmenté de façon significative lors de l'application progressive des 100N, mais ont diminué par contre au cours de la flexion du genou. De plus en absence du LCA et pour des angles de flexion allant jusqu'à 30° , le côté médial de l'articulation du genou, notamment le ménisque médial, a été soumis à des forces et contraintes élevées.

En tiroir postérieur du fémur par rapport au tibia, pour un genou intact, les ligaments latéraux (LLI, LLE), aidés des surfaces articulaires, ont généré la résistance

face au déplacement antérieur du fémur avec une faible contribution du LCP à la flexion nulle. Mais en flexion et sous la charge extérieure de 100N, la force dans le LCP a augmenté considérablement alors que les forces dans les ligaments latéraux ont diminué. De plus, en absence du ligament croisé postérieur et sous la charge fémorale antérieure de 100 N, les forces des ligaments latéraux sont demeurées presque inchangées durant la flexion du genou. Dans ce cas aussi, un couplage remarquable a été observé entre les ligaments croisés (LCA, LCP) de telle sorte qu'un changement de la tension de l'un des ligaments influence considérablement la force dans ces ligaments durant la flexion du joint.

Les résultats obtenus durant cette étude suggèrent que 30° à 40° est l'intervalle d'angle de flexion optimal pour les tests de diagnostic des lésions associées au LCA alors que les tests de diagnostic du LCP peuvent être faits aux angles de flexion > 40° avec une laxité maximale obtenue à 90° de flexion. Le couplage remarquable observé entre les ligaments croisés (LCA, LCP) a des conséquences importantes lors de la gestion optimale de l'articulation de genou suite à un dommage. De même, l'augmentation des charges sur le côté médial de l'articulation du genou, notamment sur le ménisque médial suite à une rupture du LCA devrait être prise en considération lors de la restauration du joint suite à des lésions aux composants.

Les différents résultats obtenus concernant la cinématique de l'articulation fémoro-tibiale, les forces ligamentaires, les forces de contact et le mécanisme de

transfert des charges extérieures sont en général en accord avec les mesures expérimentales. Les futures analyses devraient inclure d'autres types de chargement aussi bien que la biomécanique de l'articulation fémoro-patellaire en présence d'activité musculaire.

ABSTRACT

The human knee is one of the most complex joints of the human body exposed to combined loadings and movements, static and dynamic, short and long-term. Due to the large loads and important displacements necessary in various tasks, the study of the knee remains, of all problems in biomechanics, one of the most difficult ones to study. This structural joint situated in the middle of the lower limbs is a three-dimensional transmission center during a normal walk. For example, the compression load on the tibial plateaus of a knee reaches the order of 2 to 3 times the weight of the body. These loads can reach 4 to 5 times the weight of the body during running or light jumps and 6 to 7 times the body weight during some sport activities (ski, soccer, football, hockey, etc.), besides large shear loads. The generated load, sometimes, exceeds the mechanical capacity of the components causing traumatism, dislocations, sprains and degenerative processes of cartilage.

An essential stage in understanding the physico-biologic mechanisms responsible for these lesions lies in an improved understanding of the knee joint biomechanics. Since the first tests of mechanical interpretation of the tibio-femoral joint published by Brantigan and Voshell in 1941, numerous experimental studies have followed in order to better understand the biomechanics of the knee. In recent years, analytical and numerical models, with different degrees of precision, have been

elaborated in order to complement the experimental methods in prevention, evaluation and treatment of joint injuries.

A detailed 3-D model of the tibio-femoral joint, constituted of two bony structures (tibia, femur) and their articular cartilages, the menisci and four main ligaments (two cruciate, two collateral) was developed to study the global response of the passive human knee in flexion-extension with or without external loads. Based on a validated model of the human knee joint reconstructed by Bendjaballah in 1996 from the right knee of a 27 year old female donor, this refined model has been intensely employed to perform a non-linear elastostatic analysis in passive flexion-extension in order to identify the mechanism of load transfer on the passive components of the knee under different external loads. The role of some parameters of the joint, for example, changes in initial deformations in the ligaments or rupture of a ligament, in the biomechanics of the knee was also investigated. In the current work adequate boundary conditions were used to prevent erroneous displacement computations and undesired (additional) loads while allowing for the fully unconstrained response of the joint. These boundary conditions were also altered to further study the role that they play in the global response of the knee joint.

The rigid bodies were utilised to simulate the bone structures (femur and tibia) in the current study. The articular cartilage layers were represented by solid elements. For meniscal tissue, a non-homogeneous composite model of an isotropic matrix of

ground substance reinforced by a network of radial and circumferential collagen fibres was considered. Moreover, non-linear spring elements were considered to model various ligaments of the tibio-femoral joint. To take into account the wrapping of the medial collateral ligament around the proximal medial bony edge of the tibia, the wrapping elements were considered for the distal part attaching the meniscus to the tibia and wrapping over the tibia. Articulations at the cartilage-cartilage (i.e., at uncovered areas) as well as cartilage-meniscus (i.e., at covered areas) were simulated in this work as large displacement with frictionless contact. Each meniscus, simultaneously, articulated with the tibial and femoral cartilage layers at its distal and proximal surfaces, respectively. The patella was not taken into account in the present model.

During the passive flexion, the tibia rotated internally as the femur flexed whereas it rotated externally as the femur extended. The re-alignment of the flexion axis by a rotation of $\pm 5^\circ$ about the axial axis, transection of the ACL and changes in the PCL initial strain substantially influenced the 'screw-home' motion. A remarkable coupling was predicted between ACL and PCL forces (or initial strains); forces in both cruciates increased as the initial strain in one of them increased. On the other hand, they both diminished as one of them was cut or became slack.

In femoral posterior drawer, the results indicated that the ACL was the primary structure to resist the drawer load throughout the range of flexion considered and that the joint primary and coupled laxities substantially increased in its absence. At full

extension under drawer, forces in collateral ligaments increased significantly resulting in larger overall contact forces as the ACL was transected. In the ACL-deficient joint, such large forces in collateral ligaments, however, diminished as flexion angle varies from 0° to 90° . At full extension or flexion angles up to $\sim 30^{\circ}$, the medial meniscus and adjacent medial tibial and femoral cartilage layers were subjected to substantially larger loads and stresses following the transection of the ACL.

In femoral anterior drawer, the collateral ligaments along with joint articular surfaces (i.e., menisci and cartilage) were the primary structures to resist the force at full extension under 100N anterior femoral load with a minor contribution from the PCL. With joint flexion up to 90° , however, PCL force substantially increased but LCL/MCL forces diminished. Large collateral forces were computed in the PCL-deficient joint which remained nearly constant throughout the joint flexion. A remarkable coupling was found between the PCL and the ACL in which an alteration in one significantly influenced the force in the other; that is a tauter PCL or ACL increased the force in both ligaments while the absence of one diminished forces in the other.

The predicted results suggest that the 30° to 40° is the optimal range of flexion angle for the evaluation of ACL rupture in drawer tests whereas the diagnosis of the PCL tear should be done at flexion angles $> 40^{\circ}$ and preferably at 90° flexion. A remarkable coupling was found between the PCL and the ACL in which an alteration in one ligament significantly influenced the force in the other. This has important

implications in the proper management of the knee joint ligament injuries. Moreover, the additional load predicted on the medial meniscus following ACL transection and the associated increase in stresses in underlying and overlying cartilage layers indicate that an adequate replacement of the ACL following an injury could decrease the risk of damage to remaining intact structures such as the medial meniscus and articular cartilage. It could also increase the chance of success of meniscus transplantation in restoring the normal joint function.

The predicted results obtained concerning the kinematics of the tibio-femoral joint, ligament forces and contact forces were found in general in agreement with the available reported experimental measurements. Future studies should include other important modes of loading as well as the patellofemoral articulation joint biomechanics in the presence of muscle activations.

TABLES DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	iv
REMERCIEMENTS.....	v
RÉSUMÉ.....	vi
ABSTRACT.....	xii
TABLE DES MATIÈRES.....	xvii
LISTE DES TABLEAUX.....	xxi
LISTE DES FIGURES.....	xxi
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	xxix
INTRODUCTION	1
0.1 Problématique.....	1
0.2 Anatomie fonctionnelle du genou.....	3
CHAPITRE 1 - REVUE DE LA LITTÉRATURE	22
1.1 Modèles dynamiques	24
1.2 Modèles de joint fémoro-patellaire.....	25
1.3 Modèles de joint fémoro-tibial.....	27
1.3.1 Modèles sans ménisques.....	27
1.3.2 Modèles incluant les ménisques.....	29
CHAPITRE 2 - OBJECTIFS ET PLAN DE LA THÈSE.....	36
2.1 Objectifs	36
2.2 Plan de la thèse et présentation des articles.....	38

CHAPITRE 3 - CRUCIATE COUPLING AND SCREW-HOME MECHANISM IN PASSIVE KNEE JOINT FLEXION - A FINITE ELEMENT ANALYSIS.....	41
3.1 Abstract.....	43
3.2 Introduction.....	43
3.3 Methods	47
3.3.1 Finite Element Model and Material Properties.....	47
3.3.2 Loading, Boundary Conditions and Parameters Considered	49
3.4 Results.....	51
3.4.1 Joint Kinematics	51
3.4.2 Load Distribution	53
3.5 Discussion.....	55
3.6 Acknowledgment.....	60
3.7 References.....	61
CHAPITRE 4 - BIOMECHANICS OF PASSIVE KNEE JOINT IN DRAWER: LOAD TRANSMISSION IN INTACT AND ACL-DEFICIENT JOINTS.....	78
4.1 Abstract.....	80
4.2 Introduction.....	81
4.3 Methods.....	84
4.3.1 Finite Element Model and Material Properties.....	84
4.3.2 Loading, Boundary Conditions and Parameters Considered	86
4.4 Results.....	88
4.4.1 Joint Kinematics	88

4.4.2 Load Distribution	90
4.5 Discussion.....	92
4.6 Acknowledgment	99
4.7 References	100
CHAPITRE 5 - ON THE PCL ROLE AND PCL-ACL COUPLING IN THE KNEE JOINT UNDER ANTERIOR FEMORAL DRAWER: A FINITE ELEMENT STUDY	119
5.1 Abstract	121
5.2 Introduction	122
5.3 Methods	125
5.3.1 Finite Element Model and Material Properties.....	125
5.3.2 Loading, Boundary Conditions and Parameters Considered	127
5.4 Results	129
5.4.1 Joint Kinematics	129
5.4.2 Load Distribution	131
5.5 Discussion.....	134
5.6 Acknowledgment	140
5.7 References	141
CHAPITRE 6 - DISCUSSION.....	159
6.1 Évaluations du modèle.....	159
6.2 Cinématique de l'articulation fémoro-tibiale en flexion-extension.....	165
6.3 Mécanisme de transfert de charges.....	167

6.4 Couplage des ligaments croisés LCA et LCP en flexion.....	171
6.5 Évaluation et traitement des lésions.....	172
CONCLUSION.....	188
BIBLIOGRAPHIE.....	193

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 0.1 : Rôle primaire et secondaire des ligaments principaux.....	13
Table 3.1 : Various cases investigated in the current study.....	67
Tableau 6.1 : Aires de section et déformations initiales des principaux ligaments utilisées par Bendjaballah (1996) et celles du modèle actuel.....	175
Tableau 6.2 : Translation antéro-postérieure du tibia sous une charge antéro- postérieure de 100 N à la flexion nulle.....	176
Tableau 6.3 : Force du ligament croisé antérieur (N) sous une charge de 100 N en fonction de l'angle de flexion.....	177
Tableau 6.4 : Force du ligament croisé postérieur (N) sous une charge de 100 N en fonction de l'angle de flexion.....	178

LISTE DES FIGURES

Figure 0.1 :	Nombre de remplacements de hanche et de genou par année au Canada.....	14
Figure 0.2 :	Vue schématique postérieure du genou droit.....	15
Figure 0.3 :	Vue axiale schématisée des ménisques; ménisque médial ou interne (MI), ménisque latéral ou externe (ME), extrémités ou cornes postérieures et antérieures des ménisques interne (CPMI, CAMI) et externes (CPME, CAME).....	16
Figure 0.4 :	Variation des propriétés mécaniques du ménisque.....	17
Figure 0.5 :	Composition du cartilage articulaire.....	18
Figure 0.6 :	Courbe type contrainte-déformation pour les ligaments et tendon : croisé antérieur ACL, croisé postérieur PCL, collatéral latéral LCL, tendon patellaire PT.....	19
Figure 0.7 :	Vue détaillée des différentes zones de contact dans l'articulation du genou (zone hachurée, (M) côté médial et (P) côté postérieur); (a) cartilage fémoral, (b) cartilage patellaire, (c) ménisques, (d) cartilage tibial.....	20
Figure 0.8 :	Axes mécaniques du genou.....	21
Figure 1.1 :	Modèle 2-D dynamique de genou à un point de contact.....	32
Figure 1.2 :	Modèle 3-D fémoro-patellaire de genou.....	33
Figure 1.3 :	Modèle 3-D fémoro-tibial de genou n'incluant pas les ménisques.....	34

Figure 1.4 :	Modèle 3-D fémoro-tibial de genou incluant les ménisques.....	35
Figure 3.1 :	A posterior view of the finite element mesh showing soft tissues (menisci, articular cartilage layers and ligaments). Only the primary nodes of rigid bodies representing the femur and tibia are shown.....	68
Figure 3.2 :	An anterolateral view of the finite element mesh of menisci and cartilage layers.....	69
Figure 3.3 :	Predicted variation of coupled femoral translations (right axis) and coupled tibial rotations (left axis) with flexion angle for the reference intact case (see Table 1). V/V: varus/valgus, I/E: internal/external, M/L: medial/lateral, A/P: anterior/posterior, P/D: proximal/distal displacements.....	70
Figure 3.4 :	Predicted variation of tibial coupled rotations with the joint flexion angle for different flexion-axis alignments. V/V: varus/valgus, I/E: internal/external rotations.....	71
Figure 3.5 :	Predicted variation of tibial coupled rotations with the joint flexion angle for different initial strain values in the PCL (-45%, -25% and -2%) and for the ACL-deficient joint (-ACL). V/V: varus/valgus, I/E: internal/external rotations.....	72
Figure 3.6 :	Deformed configurations of the joint for the reference intact case (see Table 2.1) at various flexion-extension angles (bony elements are not shown).....	73

Figure 3.7 :	Predicted variation of total tensile forces in ligaments with flexion-extension angle for the reference intact case (see Table 2.1)	74
Figure 3.8 :	Predicted variation of total tensile forces in ligaments with flexion-extension angle for the intact joint with fixed tibial coupled rotations.....	75
Figure 3.9 :	Predicted forces in the cruciate ligaments as a function of joint flexion angle for ACL-deficient joint and different PCL initial strain values.....	76
Figure 3.10 :	Computed total axial contact forces on the medial (M) and lateral (L) tibial plateaus in the intact joint with unconstrained and fixed (F) tibial coupled rotations given for both the cartilage-cartilage (i.e., uncovered) and meniscus-cartilage (i.e., covered) areas.....	77
Figure 4.1 :	A posterior view of the finite element mesh showing soft tissues (menisci, articular cartilage layers and ligaments). The rigid bodies representing femur and tibia are not shown but their primary nodes (i.e. nodes arbitrarily chosen to represent rigid bodies) are indicated.....	108
Figure 4.2 :	An anterolateral view of the finite element mesh of menisci and articular cartilage layers.....	109
Figure 4.3 :	Non-linear stress-strain curves taken for different ligaments: ACL: anterior cruciate ligament, aPCL: anteromedial bundle of the posterior cruciate ligament, pPCL: posterolateral bundle of posterior cruciate	

	ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament.....	110
Figure 4.4 :	Superior view of the tibial articular plateaus showing the covered (via menisci) and uncovered (cartilage-cartilage) potential areas of contact at the undeformed geometry.....	111
Figure 4.5 :	Predicted variation of coupled femoral translations for the tibiofemoral joint under up to 100N posterior femoral forces in the intact and ACL-deficient joints.....	112
Figure 4.6 :	Predicted variation of coupled femoral translations for the tibiofemoral joint in flexion under 100N posterior femoral preload in the intact and ACL-deficient joints.....	113
Figure 4.7 :	The joint deformed configurations (bony elements are not shown) under various flexion angles and loads (flexion angle/load).....	114
Figure 4.8 :	Predicted variation of total tensile forces in ligaments with posterior femoral force at full extension in the intact and ACL-deficient joints.....	115
Figure 4.9 :	Predicted variation of total tensile forces in ligaments with joint flexion angles under 100N posterior femoral preload in the intact and ACL-deficient joints.....	116
Figure 4.10 :	Distribution of the total axial contact load (N) on the medial (M) and lateral (L) tibial plateaus of the intact and ACL-deficient (i.e., “c”) joints	

	indicated for both the cartilage-cartilage (i.e., uncovered) and meniscus-cartilage (i.e., covered) areas.....	117
Figure 4.11 :	Predicted compressive axial stresses (along axis '3') in the tibial cartilage at the centroid of upper elements adjacent to the articular surfaces of intact knee under 100N posterior femoral preload at different flexion angles.....	118
Figure 5.1 :	A posterior view of the finite element mesh showing soft tissues (menisci, articular cartilage layers and ligaments). Only the primary nodes of rigid bodies representing the femur and tibia are shown.....	150
Figure 5.2 :	An anterolateral view of the finite element mesh of menisci and cartilage layers.....	151
Figure 5.3 :	Predicted variation of anterior femoral translation for the tibiofemoral joint at full extension under up to 100N anterior femoral force for different PCL initial strain values and ligament-deficient joints.....	152
Figure 5.4 :	The intact joint deformed configurations (bony elements are not shown) under various flexion angles and loads (flexion angle/load).....	153
Figure 5.5 :	Predicted variation of total tensile forces in ligaments at full extension with up to 100N anterior femoral forces for different PCL initial strain values and PCL-deficient joint.....	154

- Figure 5.6 :** Predicted variation of total tensile forces in cruciate ligaments with joint flexion angles under 100N anterior femoral preload for different PCL initial strain values and isolated ligament-deficient joints..... 155
- Figure 5.7 :** Predicted variation of total tensile forces in collateral ligaments with joint flexion angles under 100N anterior femoral preload for different PCL initial strain values and isolated ligament-deficient joints..... 156
- Figure 5.8 :** Distribution of the total axial contact load (N) on the medial (M) and lateral (L) tibial plateaus of the intact and PCL-deficient ("C") joints indicated for both the cartilage-cartilage (i.e., uncovered) and meniscus-cartilage (i.e., covered) areas..... 157
- Figure 5.9 :** Predicted changes in femoral primary translation due to 100N anterior femoral force at different flexion angles in both intact and PCL-deficient joints..... 158
- Figure 6.1 :** Prédiction des moments de flexion résistants en fonction de l'angle suite à la rotation appliquée..... 179
- Figure 6.2 :** Prédiction de la variation des translations couplées pour le joint fémoro-tibial en flexion sous une charge fémorale postérieure de 100N dans un genou sain et un genou ayant le LCP coupé..... 180
- Figure 6.3 :** Contrainte axiale au centroïde des éléments supérieurs du cartilage tibial au niveau des surfaces articulaires dans un genou sain en flexion pure à différents angles de flexion..... 181

Figure 6.4 :	Contrainte axiale au centroïde des éléments supérieurs du cartilage tibial au niveau des surfaces articulaires dans un genou sain sous une charge fémorale antérieure de 100N à différents angles de flexion.....	182
Figure 6.5 :	Effet du couplage entre les ligaments croisés LCA et LCP : cas du genou sain en flexion sans ou avec une précharge antéro-postérieure de 100N.....	183
Figure 6.6 :	Effet d'amoindrissement dû à l'absence d'un ligament croisé sur le comportement de l'autre en flexion sans ou avec une précharge fémorale antéro-postérieure de 100N.....	184
Figure 6.7	Laxités antéro-postérieures dans un genou normal et dans un genou avec une déficience d'un ligament croisé en flexion sous des charges antéro-postérieures de 100N.....	185
Figure 6.8	Laxités antéro-postérieures relatives en cas d'absence d'un ligament croisé en flexion sous des charges antéro-postérieures de 100N.....	186
Figure 6.8	Prédiction de la variation de la laxité postérieure du fémur soumis à une charge postérieure de 100N à différents angles de flexion sans ou avec rupture de LCA	187

LISTE DES ABRÉVIATIONS

ACL	:	anterior cruciate ligament
aLCA	:	faisceau antéro-médial du ligament croisé antérieur
aLCP	:	faisceau antéro-latéral du ligament croisé postérieur
CA	:	corne antérieure
CP	:	corne postérieure
iLCA	:	faisceau intermédiaire du ligament croisé antérieur
LCA	:	ligament croisé antérieur
LCL	:	ligament collatéral latéral
LCL	:	lateral collateral ligament
LCM	:	ligament collatéral médial
LCP	:	ligament croisé postérieur
LLE	:	ligament latéral externe
LLI	:	ligament latéral interne
MCL	:	medial collateral ligament
ME	:	ménisque externe
MI	:	ménisque interne
PCL	:	posterior cruciate ligament
PT	:	patellar tendon
pLCA	:	faisceau postéro-latéral du ligament croisé antérieur
pLCP	:	faisceau postéro-médial du ligament croisé postérieur

INTRODUCTION

0.1 Problématique

Le genou humain est l'une des plus complexes articulations du corps humain exposé à des chargements et mouvements combinés, statiques comme dynamiques, à court et à long terme. Dues aux charges supportées et à des déplacements importants nécessaires pour effectuer diverses tâches, la stabilisation du genou est, de tous les problèmes biomécaniques articulaires, l'un des plus difficiles à étudier. Cette articulation portante située au milieu des membres inférieurs se trouve être un centre de transmission tridimensionnel très sollicité. Lors d'une marche normale par exemple, à la phase d'appui du pas, les forces de compression sur les plateaux tibiaux d'un genou sont à l'ordre de 2 à 3 fois le poids du corps. Ces forces peuvent atteindre 4 à 5 fois le poids du corps lors de la course ou de sauts légers et 6 à 7 fois le poids corporel lors de certaines activités sportives (le ski, le football, le hockey, etc..) de même que des charges excessives en cisaillement. Le processus de transfert de charge s'opère parfois au-delà de la limite des capacités mécaniques des composants, ce qui fait du genou l'articulation la plus exposée aux traumatismes, luxations, entorses et processus dégénératifs du cartilage.

Selon les chiffres rapportés aux États Unis par le 'American Academy of Orthopaedic Surgeons' en collaboration avec le 'National Center of Health Statistics',

environ 10.8 millions d'américains ont visité pendant l'année 2000 un clinicien pour un problème de genou. Parmi ce nombre, 5.5 millions ont consulté un chirurgien orthopédiste. Les lésions ligamentaires (croisés et latéraux), les elongations de ménisques ainsi que l'usure des cartilages articulaires sont les problèmes les plus rapportés. Parmi ces visites chez un chirurgien orthopédiste, 95 000 personnes avaient des lésions du ligament croisé antérieur (LCA) dont 50 000 interventions chirurgicales ont été effectuées pour la réparation de ce ligament. De plus, les opérations de remplacement total de genou ont atteint 267 000 en 2000 alors que ce chiffre était de 245 000 en 1996 (AAOS, 2000). Au Canada, les récentes données statistiques publiées en Juin 2000 par l'Institut Canadien d'Information sur la Santé (ICIS) en collaboration avec le Régistre Canadien des Remplacements d'Articulation (RCRA) révèlent que le taux de remplacement des articulations, notamment le genou, ne cesse de croître et a atteint pour l'année 1999/2000 un chiffre de 22 302 genoux remplacés comme le montre la figure 0.1 (ICIS, 2000). Ces dommages au genou occasionnent des milliers de journées d'arrêt de travail pour un coût social pouvant être chiffré à des milliards de dollars.

Une étape essentielle dans la compréhension des mécanismes physico-biologiques qui entraînent ces lésions sous des sollicitations mécaniques consiste à cerner le comportement biomécanique du genou. Depuis les premiers essais d'interprétation mécanique de l'articulation fémoro-tibiale publiés par Brantigan et Voshell en 1941, plusieurs études expérimentales ont été menées afin de mieux

comprendre la biomécanique du genou; les progrès obtenus ont été considérables. Depuis quelques années déjà, des modèles mathématiques et numériques, avec différents degrés de précision, ont été élaborés pour compléter les méthodes expérimentales afin d'aider à la prévention des blessures et dégénérescences et d'assister les chirurgiens dans leurs prises de décision en ce qui concerne le traitement et la réadaptation.

Pour aller dans la même direction, un modèle passif élastique, non-linéaire, validé tridimensionnel d'éléments finis du genou humain en flexion passive sous des sollicitations combinées est élaboré afin de poursuivre nos études numériques antérieures sur la biomécanique du genou en flexion nulle sous des charges extérieures (Bendjaballah et al., 1995, 1997, 1998; Bendjaballah, 1996; Jilani et al. . 1997).

Pour mieux cerner cette problématique une description sommaire de l'anatomie fonctionnelle du genou humain est présentée afin de mieux connaître les composants principaux (structures osseuses, cartilages, ménisques et ligaments) qui interagissent lors de l'analyse du genou.

0.2 Anatomie fonctionnelle du genou

L'articulation du genou est une articulation supportant le poids du corps, située entre l'extrémité inférieure du fémur et l'extrémité supérieure du tibia. Entre ces deux extrémités, condyles fémoraux et plateaux tibiaux recouverts de cartilage, s'interposent deux ménisques, interne et externe. Les ligaments supportent les charges, résistent à des

mouvements excessifs et maintiennent en contact le fémur et le tibia. En périphérie se trouvent les ligaments colatéraux, le ligament latéral interne et le ligament latéral externe. Au centre du genou sont situés les ligaments croisés, le ligament croisé postérieur et le ligament croisé antérieur. La figure 0.2 présente l'architecture des principaux composants passives du genou et qui sont (a) les parties osseuses : fémur, tibia, péroné et rotule; et (b) les tissus mous: cartilage, ménisques et ligaments.

Les surfaces articulaires du genou sont caractérisées par leurs formes complexes non congruentes. Ces formes jouent un rôle important dans la mobilité et la rigidité de la structure. Les surfaces articulaires appartiennent aux condyles du fémur, aux condyles du tibia et à la patella (la rotule). Deux types d'articulation sont présents dans le genou : une articulation fémoro-tibiale entre le fémur et le tibia, et une articulation fémoro-patellaire entre le fémur et la rotule.

Les ménisques articulaires, au nombre de deux, médial ou interne (MI) et latéral ou externe (ME), assurent la congruence des surfaces articulaires. Ils sont triangulaires à la coupe radiale et adhèrent à la capsule à leurs périphéries. Le ménisque latéral a la forme d'un C presque fermé et le ménisque médial d'un C ouvert. Leurs extrémités ou cornes postérieures et antérieures (CP ou CA) sont insérées dans l'épine tibiale (Fig. 0.3). Les ménisques s'interposent entre les cartilages de la surface condylienne fémorale et de la surface du plateau tibial. Ils participent à la stabilité du genou durant tout le mouvement en augmentant la congruence des surfaces articulaires et en assurant le

maintien des condyles sur les glènes. Outre ces facteurs stabilisateurs, les ménisques assurent la protection du cartilage en participant à l'amortissement des chocs, la distribution uniforme des charges et en améliorant la lubrification du cartilage. En effet, la présence de ceux-ci au niveau intra-articulaire permet de diviser le compartiment articulaire en deux parties (une partie fémoro-méniscale et une partie ménisco-tibiale).

Le tissu méniscal est un matériau dont la composition, l'organisation et la structure sont complexes (constitué en majorité de 72% environ d'eau, de 22% de fibres de collagène et aussi d'autres composantes mineures). Il est plus mou et moins perméable que le cartilage articulaire (Woo et al. 1987). Le tissu méniscal a, comme les autres tissus mous, une propriété viscoélastique. Il a été intensivement étudié par divers auteurs sous des forces de compression, de tension et de cisaillement afin de déterminer ses propriétés mécaniques (Brantigan et Voshell, 1941; Bullough et al., 1987; Fithan et al. 1990; Proctor et al., 1989; Anderson et al., 1991; Newton et Mow, 1992; Sakgs et Mow, 1990; Skaggs et al., 1994, Zhu et al., 1994; Tissakht et Ahmed, 1995). Durant ces différentes investigations, le matériau du ménisque a démontré un comportement anisotrope et non homogène avec une variation des propriétés mécaniques aussi bien dans la profondeur du tissu qu'avec la direction et l'orientation. Des variations significatives ont été observées lors de la détermination du module d'élasticité en tension entre les directions circonférentielle et radiale à cause de l'orientation des fibres de collagène ainsi qu'à travers la profondeur et la position dans le ménisque. La figure 0.4 présente un exemple de propriétés mécaniques découlant des études effectuées par

Tissakht et Ahmed (1995) sur des échantillons de tissu méniscal. Des modèles numériques ont été également élaborés dans le but de caractériser le ménisque notamment les travaux de Tissakht et al. (1991) basés sur un modèle non-linéaire considérant le ménisque comme étant un matériau composite constitué d'une matrice renforcée par des fibres dans les directions circonférentielle et radiale.

Les cartilages articulaires représentent une des pièces maîtresses de la mécanique articulaire. Ceux sont des couches d'épaisseur variable de substance blanchâtre qui recouvrent les extrémités des composantes osseuses. Le cartilage articulaire est un matériau biologique composé d'une matrice organique, composite et poreuse, saturé par un fluide qui peut s'écouler à travers le matériau. La matrice extra cellulaire est composée de fibres de collagène organisées en réseau et de protéoglycanes. Le fluide est essentiellement composé de l'eau et de faibles quantités de protéines. Les cartilages articulaires sont des tissus hautement organisés et complexes, constitués de différentes sous-couches à la morphologie toute variée dont dépendent les différentes fonctions du cartilage articulaire (Fig 0.5). Ainsi les propriétés du cartilage varient en fonction de la direction dans le cartilage articulaire. Les cartilages articulaires jouent un double rôle mécanique essentiel pour la protection de l'os : d'une part ils diminuent les forces de frottement lors du déplacement des segments osseux (avec un coefficient de frottement inférieur à celui de la glace sur la glace) et d'autre part, ils assurent la transmission, la répartition et l'amortissement des contraintes subies par l'articulation. Malgré la complexité de sa structure, le cartilage articulaire fût décrit dans les premiers temps

comme étant un matériau monophasique élastique. Progressivement, cette description étant jugée insuffisante, des nouvelles approches continuellement améliorées furent développées, allant de la considération monophasique viscoélastique à la formulation biphasique, la plus utilisée de nos jours (Simon, 1986; Mow et al., 1980, 1984; Hou et al., 1987; Mak et al., 1987; Barocas et Tranquillo, 1997a, 1997b; Ateshian et Wang, 1995). Cette dernière formulation considère le cartilage comme un matériau à 2 phases (solide et liquide) malgré sa structure. Elle comporte deux théories : la théorie poroélastique et celle de la loi des mélanges. D'autres formulations ont été proposées, notamment la formulation triphasique (biphasique et une phase ionique), justifiée par la présence de composé ionique dans les protéoglycanes (Frank et al., 1987). Des modèles numériques ont été également proposés notamment par Ateshian et al. (1994), Barocas et al. (1997), Suh et al. (1994), Li et al. (1999, 2000) et Soulhat et al. (1999).

Les ligaments, comme les cartilages articulaires et les ménisques, sont des matériaux biologiques composés d'une matrice organique, composite et poreuse, saturée par un fluide qui peut s'écouler à travers le matériau. L'ensemble des structures ligamentaires limite les possibilités de mouvements de l'articulation, tout en assurant, au cours des différents mouvements réalisés par l'articulation du genou, le maintien des pièces osseuses dans leur position physiologique normale. Les ligaments croisés antérieur et postérieur (LCA, LCP) représentent les ligaments intra-articulaires et sont le véritable axe mécanique du genou. Ils définissent le centre articulaire du genou et jouent le rôle de pivot à l'articulation. Ils contrôlent les déplacements relatifs du tibia et du

fémur dans le plan sagittal et participent à la stabilité du genou dans le plan frontal. Les ligaments latéraux, au nombre de deux : le ligament collatéral médial LCM (ou ligament latéral interne LLI) et le ligament collatéral latéral LCL (ligament latéral externe LLE), sont les ligaments extracapsulaires et se trouvent immédiatement en dehors de la capsule.

Le ligament croisé antérieur (LCA) s'insère sur la surface préspinale au contact de l'épine tibiale interne, en arrière de la corne antérieure du ménisque médial à laquelle il est relié par une expansion. Au niveau du fémur, le LCA s'insère sur la face du condyle fémoral latéral. Il est constitué de plusieurs faisceaux de fibres pouvant se classer en 3 groupes : le faisceau antéro-médial [aLCA], le faisceau postéro-latéral [pLCA] et le faisceau intermédiaire [iLCA]. Le faisceau antéro-médial est défini par son insertion tibiale antérieure médiale et par son insertion fémorale haute en arrière de telle façon que les fibres antérieures sur le tibia deviennent les plus postérieures sur le fémur. C'est le faisceau le plus volumineux et le plus long (33 mm en moyenne). Le faisceau postéro-latéral du LCA est défini par une insertion tibiale située en dehors et en arrière du faisceau antéro-médial. Il est plus court que ce dernier. Il s'insère plus bas sur le condyle fémoral. La fonction du LCA est de résister au déplacement postérieur du fémur par rapport au tibia. Il limite également le valgus et la rotation axiale ainsi que l'hyperextension du genou.

Le ligament croisé postéro-interne (LCP) s'insère très en arrière dans la gouttière rétrospinale sur une surface osseuse du tibia. Au niveau fémur, il s'insère sur la face

axiale du condyle fémoral, au sommet de l'échancrure intercondylienne. Il mesure en moyenne 27mm. Il est constitué de plusieurs contingents de fibres formant deux faisceaux principaux : le faisceau postéro-médial [pLCP], le faisceau antéro-latéral [aLCP]. Deux ligaments dits « accessoires » viennent augmenter le volume du LCP : le ligament de Humphrey situé en avant du faisceau antéro-médial et le ligament de Wrisberg situé en arrière des deux faisceaux principaux. En association avec le LCA, le LCP contrôle le mouvement de roulement-glissement du fémur sur le tibia. Plus épais et robuste et bien protégé par les coques condyliennes, le LCP est moins vulnérable aux traumatismes que le LCA.

La capsule articulaire est un manchon fibreux qui enveloppe l'extrémité inférieure du fémur et l'extrémité supérieure du tibia, qu'il maintient au contact l'une avec l'autre. La capsule est doublée intérieurement par la membrane synoviale où est élaboré le liquide synovial indispensable à la nutrition et à la protection du cartilage. Elle est également renforcée en sa partie postérieure par les coques condyliennes qui limitent l'hyper-extension du genou.

Le ligament latéral interne (LLI) ou ligament collatéral médial est une bandelette aplatie, tendue du fémur au tibia, reliant le versant postérieur de la tubérosité du condyle interne du fémur et la partie supérieure de la face interne de la diaphyse tibiale. Il adhère également à la face externe du ménisque médial. Il a une longueur moyenne de 100 à 120 mm. Il est subdivisé en 2 unités fonctionnelles : les fibres parallèles longues qui sont considérées communément comme le ligament collatéral médial et les fibres obliques qui font référence au ligament postérieur oblique. Le ligament collatéral médial

représente un soutien important du côté médial de l'articulation du genou car il empêche l'hyperextension du genou. Il assure donc la stabilité du compartiment médiale en valgus et en rotation interne.

Le ligament latéral externe (LLE) ou ligament collatéral latéral est un cordon arrondi uniquement formé de fibres fémoro-péronnières, tendu du fémur au péroné (fibula). Il relie le condyle externe du fémur à la tête de la fibula. Il a une longueur moyenne de 50 mm. Il contribue à la stabilisation du côté latéral de l'articulation c'est-à-dire lutte contre les contraintes en varus et assure la stabilité rotatoire du compartiment latéral.

Plusieurs études ont été menées depuis déjà plusieurs années pour comprendre le comportement mécanique des ligaments du genou. Ces études sont portées, non seulement sur la structure même du matériau du ligament, mais également sur les propriétés mécaniques des contingents de fibres constituant la structure ligamentaire. Ces études ont montré que le comportement des ligaments est non-linéaire et est lié à ceux des fibres et leurs orientations. Diverses études expérimentales ont été menées pour caractériser le comportement en tension des ligaments notamment celles de Butler et al. (1978, 1984, 1986), Kennedy et al. (1976), Harner et al. (2000), Race et Amis (1994) et Noyes et al. (1976). Ces tests ont permis d'identifier à partir des courbes forces-déplacements certains paramètres pour définir les propriétés mécaniques des ligaments, à savoir la rigidité linéaire, la déformation initiale, la déformation maximale, la

contrainte maximale à la rupture de même que la densité d'énergie à la rupture. Des courbes typiques contrainte-déformation ont été présentées pour les 4 ligaments principaux par Butler et al. (1986) (Fig 0.6).

Du point de vue mécanique, le genou est considéré comme un organe de transmission biologique comparable à un convertisseur de couple. Les ligaments du genou jouent le rôle de liaisons pour la transmission alors que les surfaces articulaires et méniscales, considérées comme les paliers de support, permettent un contact sans frottement entre le fémur et le tibia d'une part et le fémur et la rotule d'autre part (Fig. 0.7). Les muscles sont les organes moteurs ou freins pour ce système biologique.

Les forces transmises lors d'une activité du fémur au tibia par des surfaces articulaires provoquent dans l'articulation du genou des contraintes de compression qui en constituent la sollicitation mécanique. Les différentes sollicitations mécaniques se produisent selon les axes mécaniques du genou (Fig 0.8) dont les principales sont sous formes de charges extérieures (forces antéro-postérieures, moment varus-valgus et moment interne-externe) ou de déplacements (antéro-postérieur, proximal-distal, medial-latéral, rotation varus-valgus ou rotation interne-externe). D'une manière générale les os et cartilages constituant l'articulation du genou subissent une sollicitation en compression; les ligaments articulaires sont sollicités passivement en traction alors que par leur contraction les muscles participent activement à la genèse de ces

sollicitations. Le tableau 0.1 résume le rôle mécanique que joue tous ces ligaments dans la cinématique du genou sous des sollicitations extérieures.

Il y a un équilibre physiologique entre la sollicitation mécanique et la résistance des tissus articulaires. Lorsque la sollicitation mécanique devient anormalement grande sous l'effet de perturbation mécanique, cet équilibre peut-être perturbé entraînant des réactions tissulaires conduisant à la rupture d'un ou plusieurs ligament ou à l'arthrose. La détermination des forces supportées par le genou normal et anormal ainsi que les contraintes articulaires qu'elles provoquent peut contribuer d'une façon importante à la prévention, l'évaluation et le traitement des blessures associées au genou.

Tableau 0.1 Rôle primaire et secondaire des ligaments principaux (Stoller, 1999)

LIGAMENT	RESTRICTION PRIMAIRE	RESTRICTION SECONDAIRE
LCA	Déplacement antérieur du tibia	Rotation interne du tibia
LCP	Déplacement postérieur du tibia	Rotation externe du tibia
LCM	Valgus (abduction) et rotation interne du tibia	Déplacement antérieur du tibia
LCL	Varus (adduction)	Déplacement antérieur et postérieur du tibia

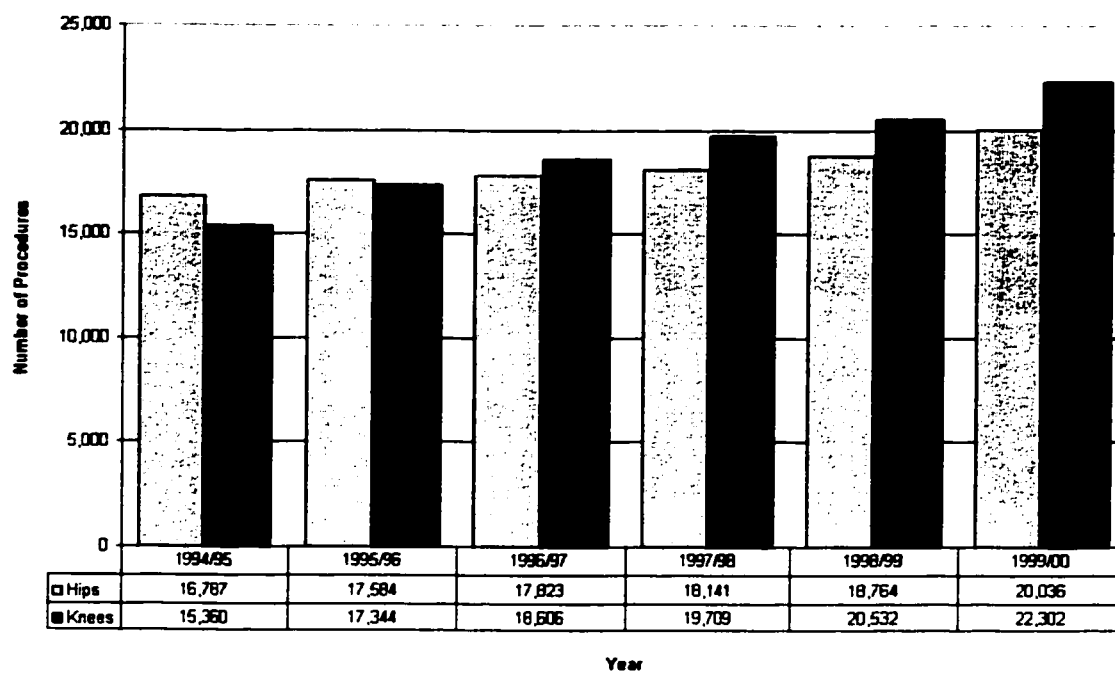


Figure 0.1 : Nombre de remplacement de hanche et de genou par année au Canada (ICIS, 2000).

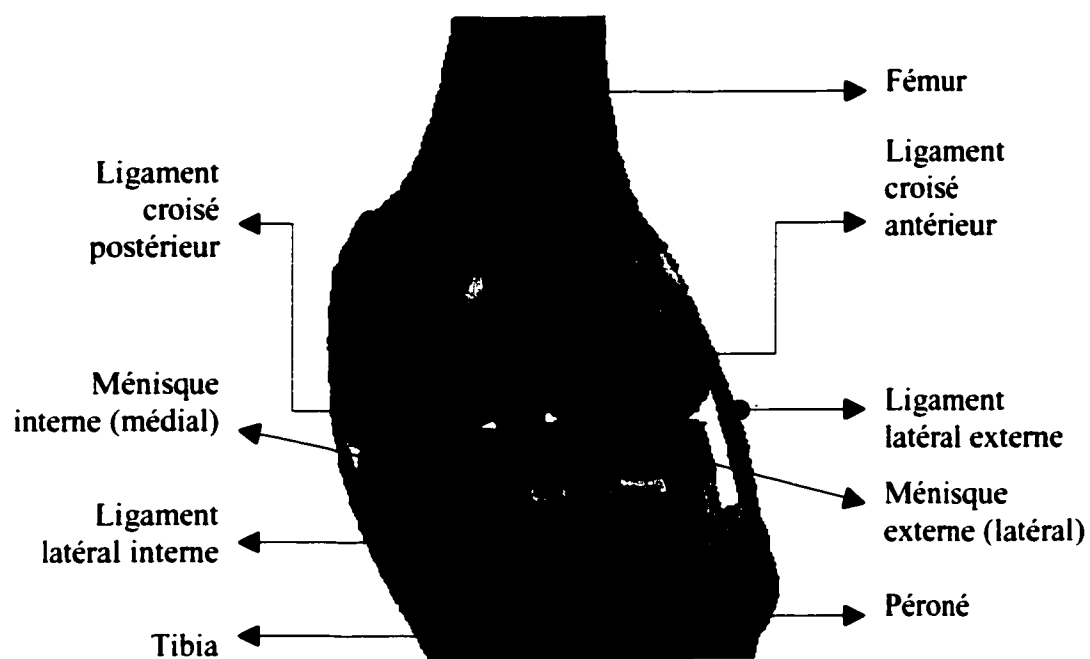


Figure 0.2 : Vue schématique postérieure du genou droit (Stoller, 1999).

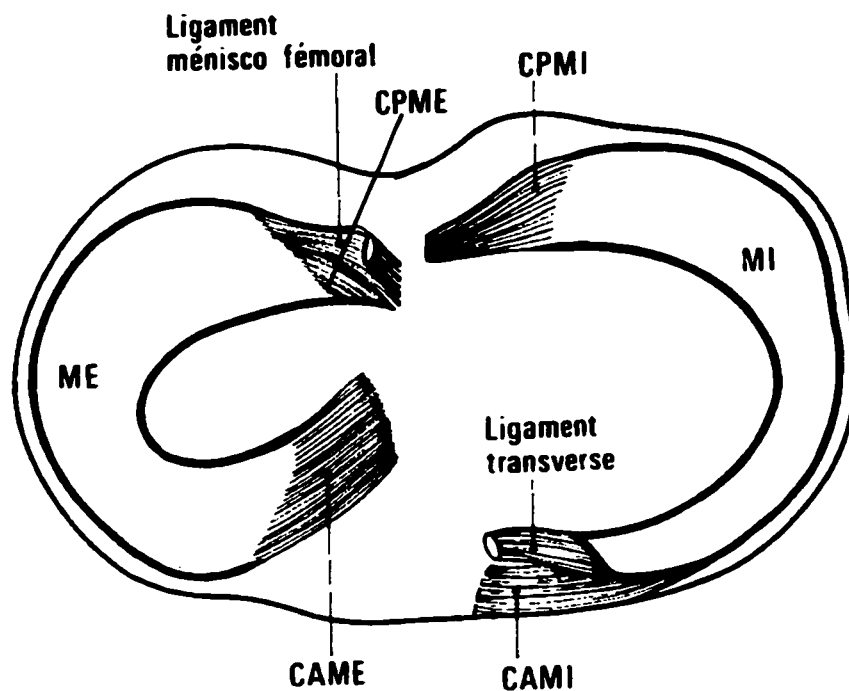


Figure 0.3 : Vue axiale schématisée des ménisques; ménisque médial ou interne (MI), ménisque latéral ou externe (ME), extrémités ou cornes postérieures et antérieures des ménisques interne (CPMI, CAMI) et externes (CPME, CAME) (Cailliet, 1984).

Table 2. The mean (SD) elastic modulus (MPa) measured for the radial specimens according to region, layer, and location

	Anterior	Central	Posterior	Average
L Proximal	10.00 (4.29)	14.17 (5.88)	14.62 (9.62)	12.93 (6.46)
A Middle	4.07 (1.86)	10.14 (4.65)	4.21 (1.26)	6.14 (2.62)
T Distal	13.01 (8.76)	13.24 (6.96)	21.24 (6.30)	15.83 (7.37)
M Proximal	6.75 (5.15)	9.31 (7.46)	13.53 (8.44)	9.86 (6.96)
E Middle	3.59 (1.43)	5.60 (2.23)	2.03 (0.54)	3.74 (1.37)
D Distal	9.50 (6.35)	16.51 (9.00)	22.62 (7.18)	16.21 (7.47)

Table 6. The mean (SD) elastic modulus (MPa) measured for the circumferential specimens according to region, layer, and location

	Anterior	Central	Posterior	Average
L Proximal	124.58 (39.51)	91.37 (23.04)	143.24 (55.04)	119.73 (38.91)
A Middle	88.01 (31.47)	67.68 (10.70)	95.80 (46.83)	83.83 (58.22)
T Distal	112.23 (29.77)	151.80 (44.78)	130.24 (32.65)	131.42 (35.60)
M Proximal	106.21 (47.53)	77.95 (25.09)	82.36 (22.23)	88.61 (31.43)
E Middle	79.86 (24.90)	57.97 (19.82)	80.72 (23.95)	72.85 (22.91)
D Distal	87.61 (10.12)	94.54 (19.48)	80.35 (27.16)	87.50 (19.15)

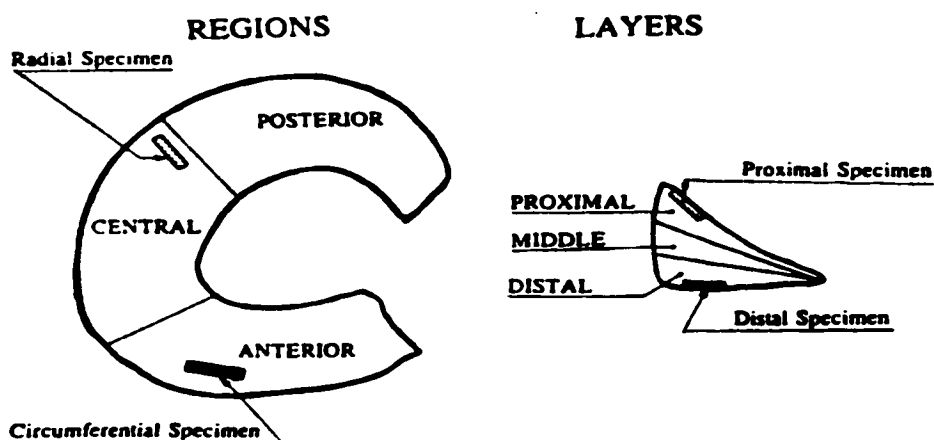


Fig. 1. The meniscal regions and layers considered in the preparation of test specimens.

Figure 0.4 : Variation des propriétés mécaniques du ménisque (Tissakht et Ahmed, 1995)

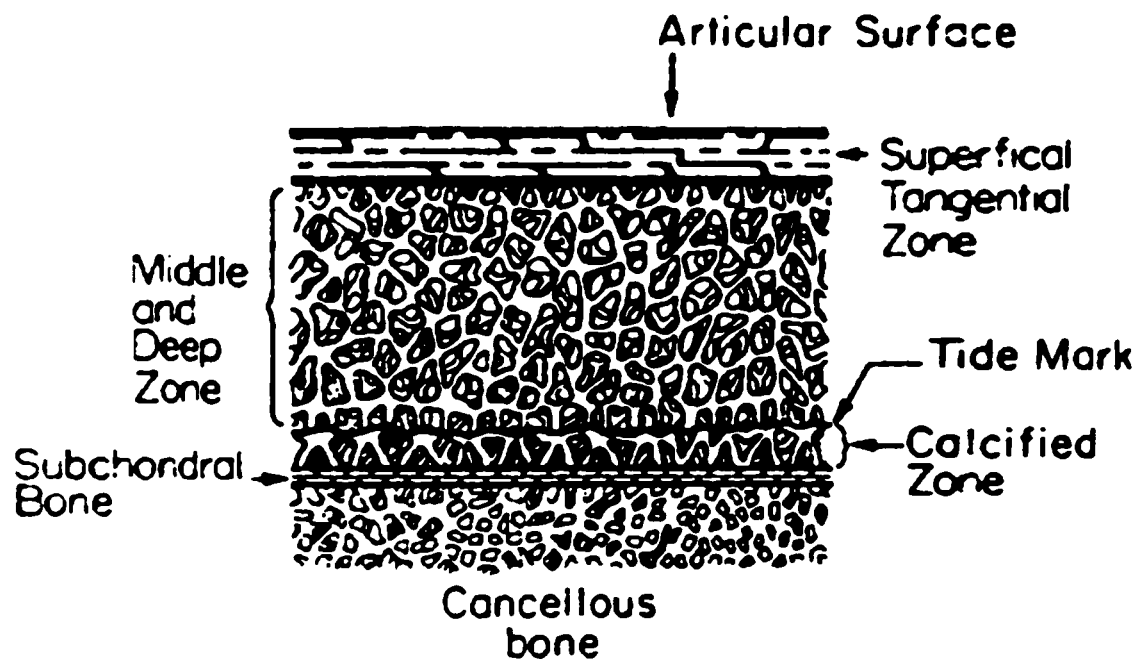


Figure 0.5 : Composition du cartilage articulaire (Mow et al. 1984).

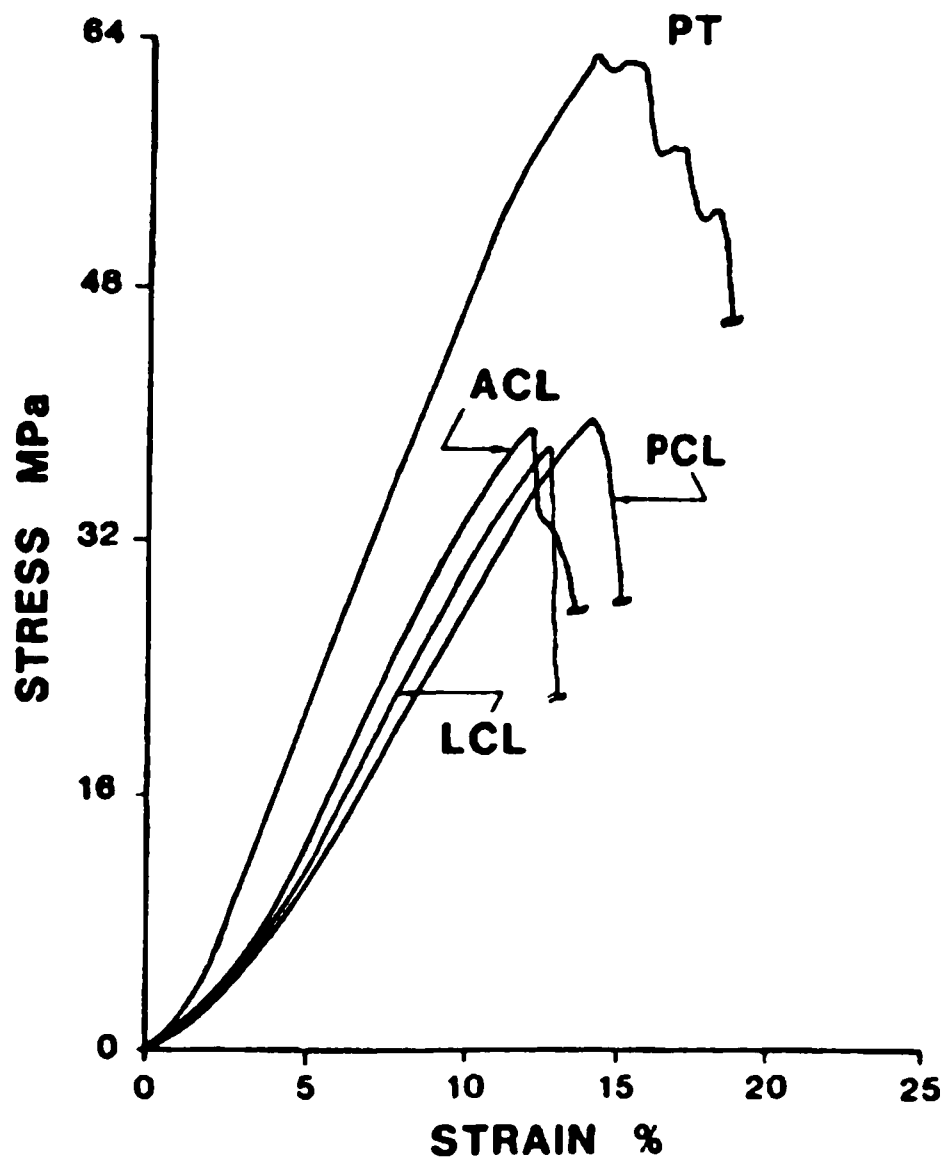


Figure 0.6 : Courbe type contrainte-déformation pour les ligaments et tendon : croisé antérieur ACL, croisé postérieur PCL, collatéral latéral LCL, tendon patellaire PT (Butler et al., 1986).

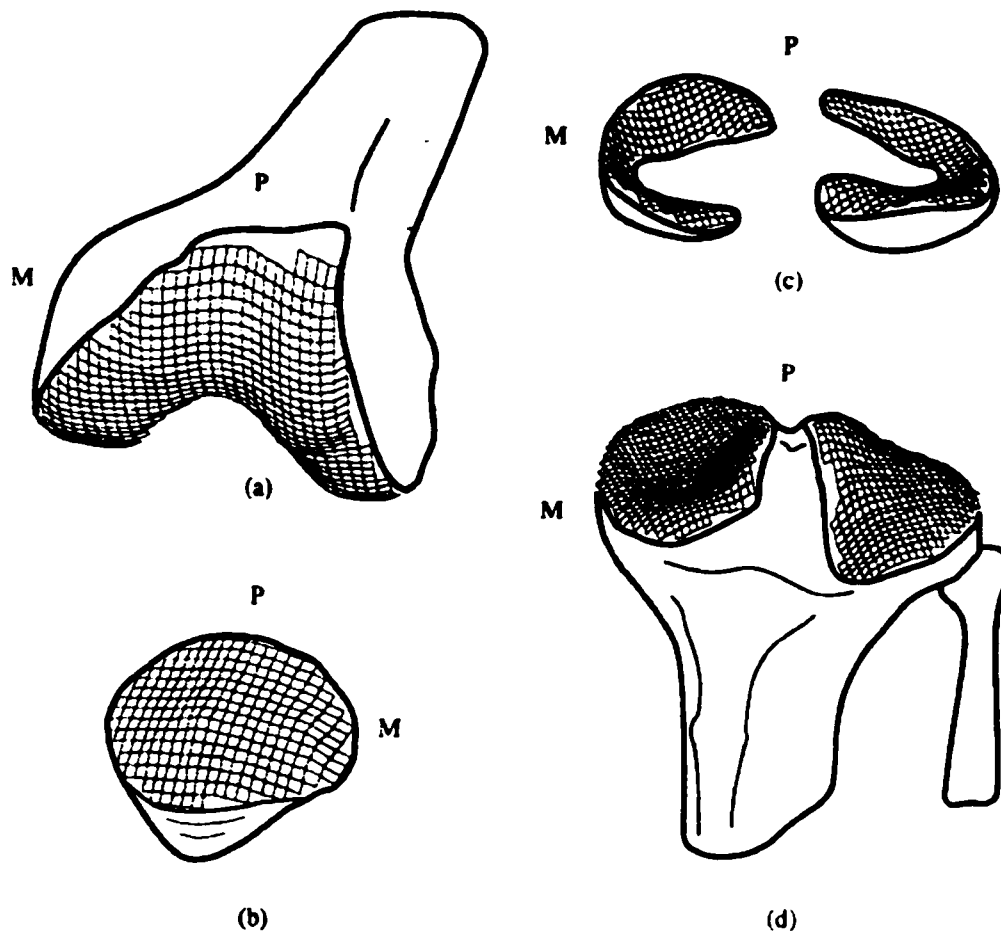


Figure 0.7 : Vue détaillée des différentes zones de contact dans l'articulation du genou (zone hachurée, (M) côté médial et (P) côté postérieur): (a) cartilage fémoral, (b) cartilage patellaire, (c) ménisques, (d) cartilage tibial (Mow et al., 1993).

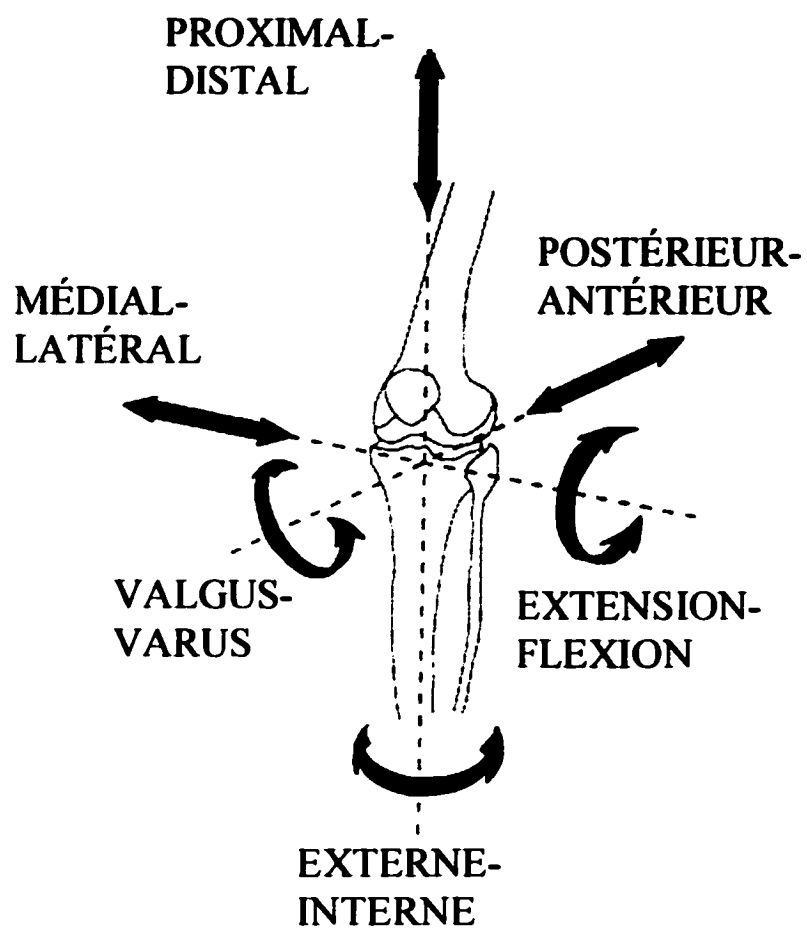


Figure 0.8 : Axes mécaniques du genou (Stoller, 1999).

CHAPITRE I

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Plusieurs études expérimentales ont été menées afin de mieux comprendre la biomécanique du genou. Ces études ont visé essentiellement à déterminer le rôle de chaque composant du joint (ligaments, cartilages, ménisques, etc.), le transfert de charges, la distribution de la pression ainsi que les différentes zones de contact, les forces ligamentaires et la cinématique du joint pour divers chargements extérieurs et diverses positions du genou. Due à la complexité de l'articulation du genou aussi bien qu'aux difficultés associées aux mesures expérimentales pour ces structures biologiques, les recherches précédentes, en très grande partie in-vitro, se sont concentrées sur la rigidité globale du joint et le rôle relatif de certains composants comme les ligaments et les ménisques sur l'ensemble de la réponse forces-déplacements de l'articulation (Hefzy et al., 1987; Huiskes et Blankervoort, 1990; Markolf et al., 1976; Shoemaker et Markolf, 1986; Woo et al., 1998). Le transfert de charges à l'articulation sous des charges extérieures simples ou multiples à différents angles de flexion a été examiné par la mesure des surfaces ou pressions de contact au niveau des cartilages articulaires et aussi par la mesure des forces ou déformations ligamentaires (Hefzy et al., 1987; Ahmed et Burke, 1983, Ahmed et al., 1983; Fujikawa et al., 1983; Fukubayashi et al., 1982; Huberti et Hayes, 1988; Soslowsky et al., 1992; Bergfeld et al., 2001; Butler et al., 1984; Fox et al., 1998; Girgis et al., 1975; Harner et al., 2000; Höler et al., 1998; Markolf et

al., 1997; Piziali et al., 1980; Vahey et Draganich, 1991). La majorité de ces études a été concentrée sur les ligaments et leur rôle dans le fonctionnement normal du genou notamment le ligament croisé antérieur (LCA) à cause de la fréquence de ses déchirures et de son remplacement (Kanamori et al., 2000; Li et al., 1998; Markolf et al., 1998; Sakane et al., 1997; Vogrin et al., 2000; Woo et al., 1998).

Depuis quelques années déjà, des modèles mathématiques et numériques, avec différents degrés de précision, ont été élaborés pour compléter les études expérimentales. Les modèles mathématiques ont été reconnus, il y a longtemps, comme un moyen efficace d'étudier des éléments structurels des systèmes biomécaniques. Ces outils deviennent rentables pour simuler des activités communes en utilisant l'ordinateur plutôt que des procédures expérimentales in-vivo ou in-vitro qui sont souvent limitées et coûtent cher. Cependant, les modèles doivent être validés expérimentalement. Par conséquent, la modélisation mathématique et les études expérimentales sont considérées comme deux stratégies interdépendantes qui sont complémentaires l'une de l'autre. Hefzy et Grood (1988) et plus tard Hefzy et Cooke (1996) ont montré que des progrès considérables ont été effectués dans le domaine de la modélisation numérique du genou.

Dans cette étude bibliographique, l'accent est mis sur les efforts effectués jusqu'à présent dans le domaine de la modélisation numérique de l'articulation du genou plutôt que sur les études expérimentales. Trois types de modèles sont présentés au cours

de cette recherche bibliographique : les modèles dynamiques, les modèles de joint fémoro-patellaire (contact entre la patella et le fémur) et les modèles de joint fémoro-tibial (contact entre le tibia et le fémur) sans ou avec les ménisques.

1.1 Modèles dynamiques

Le premier modèle mathématique dynamique bi-dimensionnel de l'articulation du genou a été présenté par Moeinzadeh et al. en 1983. Dans leur formulation lors de l'étude du genou dans le plan sagittal (Fig 1.1), ils ont déterminé trois équations différentielles décrivant le mouvement du tibia par rapport au fémur et trois équations algébriques décrivant les conditions du contact et la compatibilité géométrique dans le problème. Le joint fémoro-tibial a été modélisé par 2 corps rigides (fémur et tibia) connectés par des ressorts élastiques non-linéaires représentant les ligaments articulaires (deux ligaments croisés et deux ligaments latéraux). Le fémur est rigidement fixé alors que le tibia peut se mouvoir sans frottement dans le plan sagittal par rapport au fémur. La solution des équations algébriques qui en découlent a été obtenue par la méthode itérative de Newton-Raphson. Pour améliorer le modèle précédent, Engin et Tümer (1993), Abdel-Rahman et Hefzy (1993a,1993b) et Abdel-Rahman et al. (1994a,1994b) ont développé plus tard de nouveaux algorithmes pour résoudre numériquement les systèmes d'équations dérivés par Moeinzadeh, tant pour les modèles à deux-dimensions que les modèles à trois-dimensions. Dans les modèles 3-D d'Abdel-Rahman et al. (1994a,1994b), le fémur et tibia ont été considérés comme des corps rigides et les ligaments ont été modélisés comme des ressorts élastiques non-linéaires ne supportant

pas des forces de compression avec une relation force-déplacement du second degré. Les charges externes ont été spécifiées et les forces ligamentaires et de contact ont été déterminées. Même si les résultats obtenus par les modèles d'Abdel-Rahman et al. (1994a,1994b) ont été prometteurs, la comparaison avec d'autres travaux demeure limitée à cause du manque de données expérimentales complètes. Le modèle développé par Tümer et Engin (1993) est un modèle dynamique constitué de trois corps rigides (fémur, tibia et patella) incluant les contacts fémoro-patellaire et fémoro-tibial pour prédire la réponse dynamique du genou. Il a étudié le mouvement de flexion du genou entre 0° et 55° seulement. Ce modèle demeure le seul modèle dynamique incluant les deux joints. Cependant, ce modèle est limité étant bidimensionnel. Aucun des modèles à trois-dimensions n'a inclus les deux joints fémoro-tibial et fémoro-patellaire simultanément. De plus tous ces modèles considèrent une articulation simplifiée et négligent les cartilages et les ménisques articulaires.

1.2 Modèles de joint fémoro-patellaire

Du côté des modèles fémoro-patellaires, les études ont été principalement expérimentales. Les travaux expérimentaux ont été très pertinents dans le développement des modèles mathématiques du joint fémoro-patellaire. Les approches expérimentales et mathématiques n'avaient qu'un but principal, celui de la détermination de trois aspects interdépendants qui décrivent la biomécanique du joint fémoro-patellaire. Ceci inclut la détermination de la force du contact fémoro-patellaire, de la zone et pression du contact (Heegaard et al., 1995, 2001; Hefzy et al., 1992, Hefzy

et Yang, 1993, Gill et O'Connor, 1996), des mouvements rotuliens pendant la flexion du genou (trajectoire rotulienne) (Essinger et al., 1989; Heegaard et al., 1995, 2001; Hefzy et al., 1992, Hefzy et Yang, 1993; Hirokawa, 1991; Reithmeier et Plitz, 1990; Van Eijden et al., 1986; Yamaguchi et Zajac, 1989; Yang et Hefzy, 1994) et des contraintes dans la rotule (Heegaard et al., 1995, 2001).

Les modèles mathématiques ou numériques ont considéré la rotule comme un corps rigide sur laquelle agissent les forces du tendon rotulien, des muscle de quadriceps, et une force de réaction fémoro-patellaire. La plupart des modèles sont à deux-dimensions (Reithmeier et Plitz, 1990 Van Eijden et al., 1986; Yamaguchi et Zajac, 1989). Les modèles développés par Essinger et al. (1989), Hirokawa (1991), Hefzy et Yang (1993), Yang et Hefzy (1994), Gill et O'Connor (1996) et Heegaard et al. (1995, 2001) sont les modèles à trois-dimensions les plus complets disponibles dans la littérature pour le joint fémoro-patellaire. De plus les modèles de Essinger et al. (1989) et de Gill et O'Connor (1996) ont inclu l'articulation fémoro-tibiale et Gill et O'Connor (1996) ont considéré les ligaments croisés comme des barres rigides. Tous ces modèles de joint fémoro-patellaire sont quasi-statiques. Les surfaces articulaires sont obtenues soit par lissage avec des polynômes de 3^{ème} ou 4^{ème} degré (Hirokawa, 1991), soit par lissage des moindres carrés, soit par B-spline (Ateshian, 1993) ou par des surfaces bicubiques de Coons (Hefzy et Yang, 1993; Yang et Hefzy, 1994). Le modèle de Heegaard et al. (1995) (Fig. 1.2) est basé sur la méthode des éléments finis, et a considéré la rotule comme un corps déformable. La géométrie du modèle a été obtenu

par tomographie assistée par ordinateur. Le cartilage patellaire a été considéré comme un matériau élastique presque incompressible et le tendon rotulien a été modélisé par des éléments uniaxiaux non-linéaires alors que le fémur a été modélisé par une surface rigide. Le modèle avait pour but de déterminer simultanément la cinématique du joint, les forces du tendon rotulien et les ligaments ainsi que les pressions de contact durant la flexion. L'une des restrictions dans le modèle de Heegaard et al. est qu'ils ont considéré seulement les mouvements dans la gamme de 30 à 135 degrés de flexion du genou car aucune solution stable ne pouvait pas être obtenue pendant les 30 premiers degrés de flexion du genou. Ces modèles patello-fémoraux sont un outil précieux quand ils sont utilisés dans l'évaluation de différentes procédures de reconstruction du genou. Cependant, la valeur de ces simulations est limitée puisqu'ils utilisent des modèles basés sur une formulation du point de contact; ces modèles n'arrivant pas à prédire avec précision la distribution de la pression de contact. Le travail de Heegaard et al. (1995) est prometteur puisqu'il utilise un modèle déformable continu qui tient compte des grands déplacements rotuliens. Les modèles fémoro-patellaires de Essinger et al. (1989) et de Gill et O'Connor (1996) qui ont inclu l'articulation fémoro-tibiale n'ont pas inclu les ménisques dans leur modèle.

1.3 Modèles de joint fémoro-tibial

1.3.1 Modèles sans ménisques

Pour les modèles l'articulation fémoro-tibiale, plusieurs études ont été menées et le degré de précision varie selon que les modèles incluent les ménisques ou non. Pour

les modèles sans ménisques, Hefzy et Grood (1983) ont développé un model analytique pour évaluer la contribution des ligaments ainsi que leur rigidité en tenant compte dans leur formulation de l'enroulement de certains ligaments autour des surfaces osseuses de l'articulation. Dans un modèle analytique quasi-statique 3-D, Wismans et al. (1980) ont modélisé les surfaces articulaires comme étant un assemblage de plusieurs surfaces plates et les ligaments et capsules comme des ressorts non-linéaires afin de prédire le déplacement relatif du fémur par rapport au tibia et les forces ligamentaires. Des déformations initiales ont été introduites dans les ligaments au début des analyses pour tenir compte de la précontrainte du joint. De même, Andriachi et al. (1983) ont élaboré un modèle mathématique 3-D pour prédire la réponse du joint en flexion sous des charges axiales combinées avec des moments varus-valgus. Dans leur modèle, le fémur et le tibia ont été représenté par des corps rigides et les ligaments par des ressorts élastiques non-linéaires. Beynnon et al (1996) ont aussi développé un modèle bidimensionnel du joint fémoro-tibial en flexion passive. Pour mesurer le changement de longueur des ligaments Ling et Draganich (1990) ont développé un modèle tridimensionnel permettant de simuler la cinématique du joint du genou. Les modèles de Blankevoort et al. (1988, 1991a, 1991b) (Fig 1.3), Blankevoort et Huikes (1991, 1996) ainsi de Mommersteeg et al. (1996a, 1996b, 1997) sont des modèles quasi-statique 3-D d'éléments finis de l'articulation fémoro-tibiale qui ont été intensivement analysés en flexion sous différentes charges extérieures notamment les moments interne et externe. Les cartilages articulaires tibial et fémoral ont été modélisés comme des corps déformables ayant une faible épaisseur alors que les ressorts élastiques non-linéaires ont

été considérés pour les ligaments. Les surfaces articulaires ont été obtenues par lissage avec des polynômes de 3^{ème} ou 4^{ème} degré et le frottement a été considéré nul aux contacts. Les équations d'équilibre provenant des forces et moments extérieurs, des forces ligamentaires, des forces de contact et des réactions aux appuis ont été solutionnées pour obtenir la cinématique du joint. Le modèle de Mommersteeg et al. (1997) a utilisé une méthode inverse pour analyser la contribution des différents faisceaux des ligaments croisés sur le joint du genou. Ce modèle analytique 3-D d'optimisation minimise l'écart entre les résultats des mesures expérimentales obtenues par stéréophotogrammétrie pour les forces ligamentaires et celles calculées par le modèle à partir des déplacements des points d'insertion des ligaments avec ajustement de certains paramètres du modèle qui sont la longueur initiale et la rigidité des ligaments. Les ligaments dans ce modèle sont non-linéaires. Tous ces différents modèles sont limités car ils n'incluent pas les ménisques.

1.3.2 Modèles incluant les ménisques

L'introduction des ménisques dans les modèles mathématiques a été rendue possible avec les connaissances accrues des ménisques et de leurs propriétés mécaniques via des études expérimentales (Ahmed et Burke, 1983; Fithian et al., 1990; Newton et Mow, 1992; Shomemaker et Markolf, 1986; Thissakht 1995) et aussi des études numériques. La modélisation mathématique des ménisques est limitée à cause de la complexité de l'analyse du contact, la complexité de la géométrie qui décrit les articulations tibio-meniscale et fémoro-meniscale et le manque de données

expérimentales sur la résistance en tension de ces tissus. Initialement, des modèles axisymétriques du ménisque ont été développés par Sauren et al. (1984), Hefzy et al. (1987), Schreppers et al. (1990), Aspden (1985), Spilker et al. (1992). Tissakht et Ahmed (1990) et Tissakht et al. (1991) ont modélisé les ménisques comme des composites avec une matrice incompressible renforcée avec des fibres. Ces récents développements sur la connaissance biomécanique des ménisques ont contribué à intégrer ces derniers dans des modèles numériques. Trois modèles de joints fémoro-tibiaux incluant les ménisques ont été recensés lors de cette recherche bibliographique.

Le premier, le plus complet des trois, est le modèle développé par Bendjaballah et al. (1995, 1997, 1998), Bendjaballah (1996) (Fig. 1.4), et utilisé par Jilani et al. (1997) pour des analyses subséquentes. Ce modèle d'éléments finis qui a inclus les ménisques dans la modélisation du joint fémoro-tibial. La reconstruction de la géométrie du modèle (Bendjaballah, 1996), basée sur un échantillon cadavérique de genou humain normal d'un donneur féminin de 27 ans, est faite à partir d'acquisition d'images tomographiques et de numérisation des surfaces articulaires combinées avec des routines de génération de maillage. Ce modèle non-linéaire et à trois dimensions comprend les ménisques, les couches de cartilage tibial, fémoral et rotulien, la structure ligamentaire. Les parties osseuses ont été considérées comme des corps rigides. Les ménisques ont été modélisés comme un matériau composite avec une matrice renforcée par les fibres de collagène dans les deux directions radiale et circonférentielle. Les ligaments ainsi que les fibres de collagènes ont été modélisés comme des ressorts non-linéaires et les

cartilages articulaires de même que la matrice méniscales comme un matériau élastique linéaire presque incompressible. Le joint n'a été intensivement analysé sous différentes conditions aux rives (joint libre ou ayant certains déplacements et/ou rotations fixes) avec des charges extérieures variées ou combinées (forces antéro-postérieures, moments interne-externe ou varus-valgus) à une seule position, la flexion nulle. L'absence de certains composants dans le modèle a été également considérée pour simuler la cinématique d'un genou anormal. Bien que la rotule ait été modélisée, seule l'articulation fémoro-tibiale a été considérée dans les analyses.

Les deux derniers modèles sont ceux de Donahue et al. (2000) et Li et al. (2001) qui ont développé aussi des modèles d'éléments finis du joint fémoro-tibial. Le modèle de Donahue et al. (2000) a inclus également les ménisques, considérés comme un matériau isotrope transversalement, les ligaments ainsi que les cartilages articulaires alors que dans le modèle de Li et al. (2001) contenant les cartilages articulaires et les ligaments, chaque ménisque a été modélisé par un ressort en compression avec des propriétés mécaniques équivalentes. Dans ces deux cas aussi, le joint n'a été étudié qu'en une seule position, la flexion nulle.

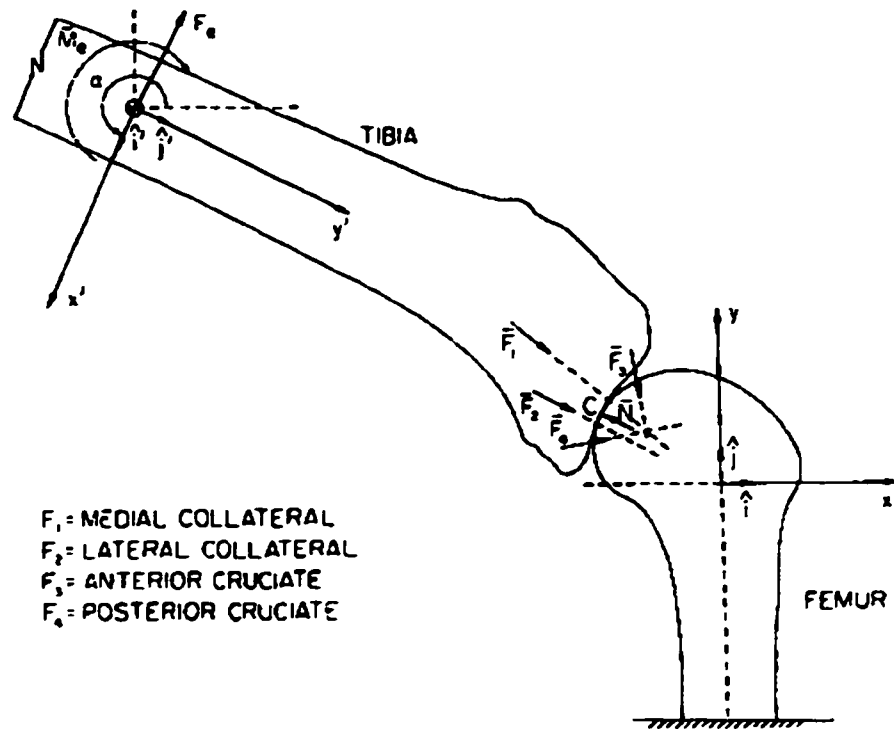


Figure 1.1 : Modèle 2-D dynamique de genou à un point de contact (Moeinzadeh et al., 1983).

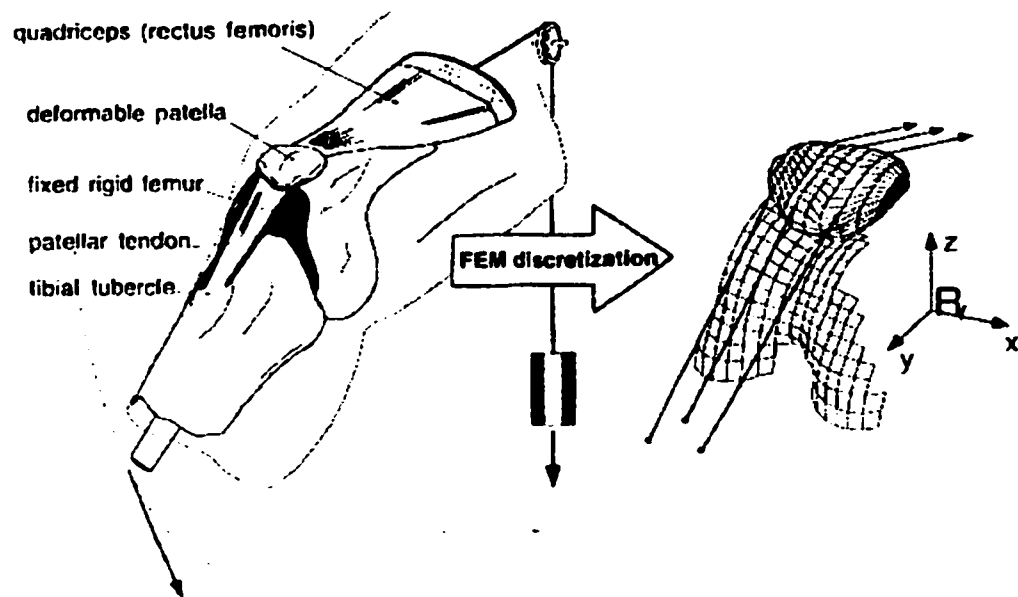


Figure 1.2 : Modèle 3-D fémoro-patellaire de genou de (Heegaard et al., 1995).

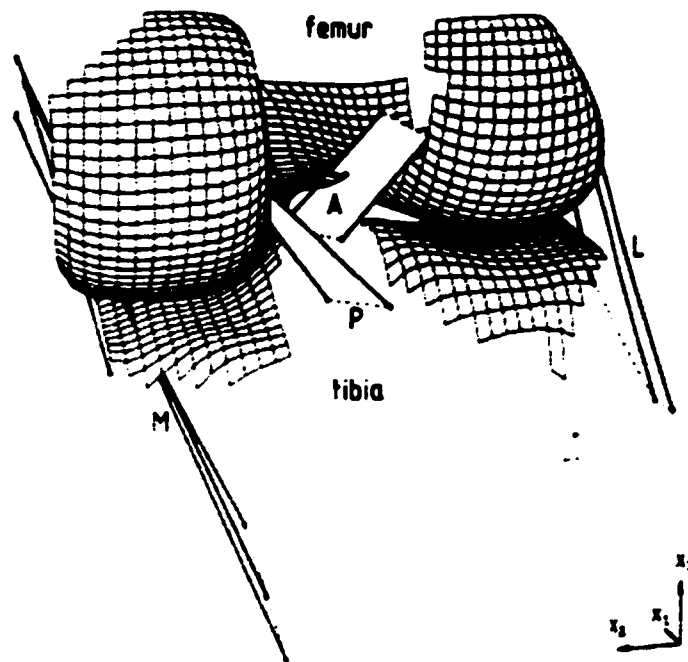


Figure 1.3 : Modèle 3-D fémoro-tibial de genou n'incluant pas les ménisques
(Blankevoort et al., 1991).

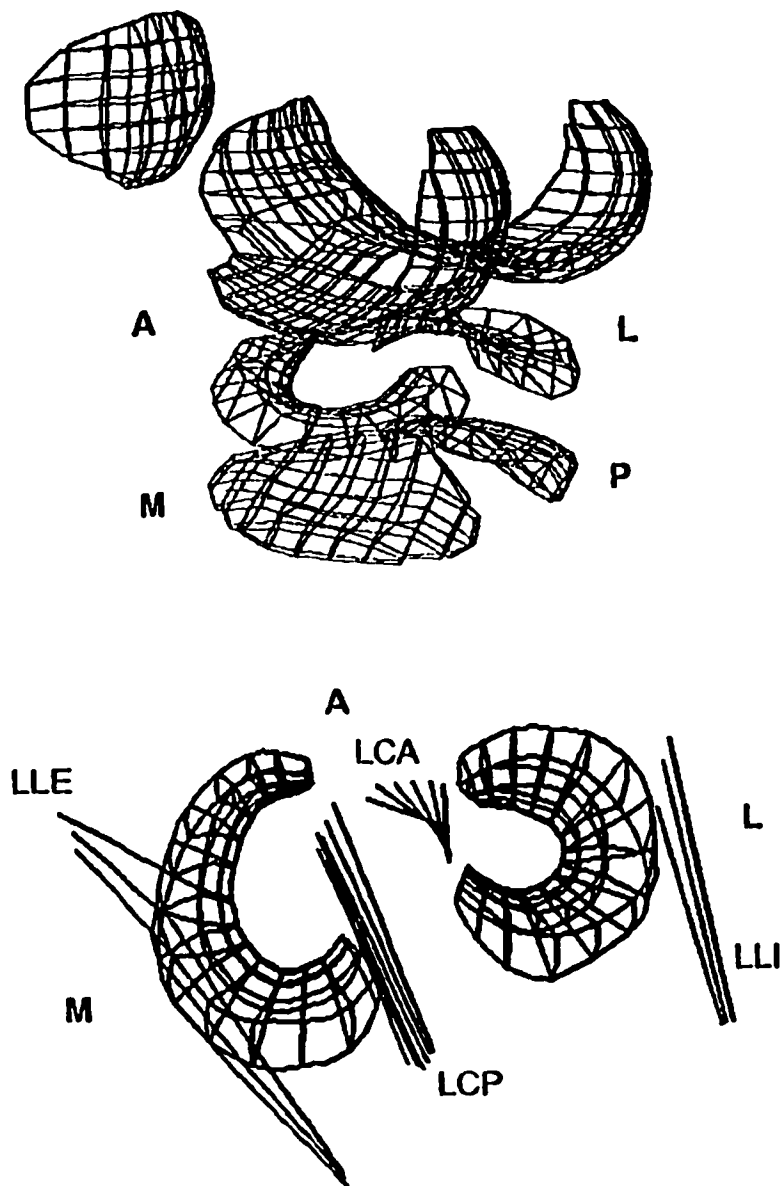


Figure 1.4 : Modèle 3-D fémoro-tibial de genou incluant les ménisques (Bendjaballah et al., 1995).

CHAPITRE II

OBJECTIFS ET PLAN DE LA THÈSE

2.1 Objectifs

Dans un modèle du genou complet, nous avons besoin de considérer les six composants de mouvement à trois-dimensions du tibia et de la rotule par rapport au fémur, les déformations des ligaments, des ménisques et des cartilages et ceci pour toute position du joint. À ce stade, et comme l'a indiqué Dortmans et al. (1991), ce comportement est difficile à étudier, dû à un manque de procédures expérimentales nécessaires pour mesurer tous les paramètres.

Cette revue de la littérature sur la modélisation du genou a révélé qu'aucun modèle mathématique ou d'éléments finis complet à trois dimensions du genou n'existe, qui tient simultanément compte des paramètres qui décrivent le système complet. Les modèles tridimensionnels complets du genou incluant les ménisques disponibles actuellement (Bendjaballah et al., 1995, 1997, 1998; Bendjaballah, 1996; Jilani et al., 1997; Donahue (2000); Li (2001)) se limitent à une position du joint fémoro-tibial, la flexion nulle.

Vu ce manque de modèles mathématiques ou numériques et complets de genou qui tiennent compte des paramètres cités plus haut, cette thèse propose, pour faire suite

aux travaux antérieurs de recherche de Bendjaballah (Bendjaballah et al., 1995, 1997, 1998; Bendjaballah, 1996; Jilani et al., 1997), d'analyser de façon intensive l'articulation fémoro-tibiale sans ou avec des charges extérieures en plusieurs positions de flexion-extension allant de 10° en extension à 90° en flexion. L'articulation fémoro-patellaire bien que modélisée n'a pas été considérée dans les analyses.

Nous avons donc amélioré le modèle de genou existant en raffinant le maillage au niveau du cartilage tibial afin d'obtenir des zones de contact ainsi que des contraintes beaucoup plus précises au niveau des plateaux tibiaux.

Avec ce maillage raffiné, la réponse du joint a été étudiée :

- en flexion-extension pure pour les angles de flexion-extension allant de 10° en extension à 90° en flexion
- sous une force antérieure appliquée sur le fémur en flexion pour des angles variant de 0° à 90° simulant ainsi un tiroir antérieur du fémur par rapport au tibia
- sous une force postérieure appliquée sur le fémur en flexion pour des angles variant de 0° à 90° simulant ainsi un tiroir postérieur du fémur par rapport au tibia

Pour ces différentes analyses, l'absence de certains composants du joint fémoro-tibial notamment les ligaments croisés antérieur et/ou postérieur a été également étudiée en flexion passive afin de bien cerner les aspects cliniques en cas de rupture d'un de ces ligaments dans l'articulation du genou. Les conditions aux rives ont aussi été altérées

dans certaines analyses afin de déterminer leur rôle dans la biomécanique de l'articulation fémoro-tibiale.

Les résultats de ces analyses permettront de déterminer, entre autres, la réponse globale comprenant les déplacements primaires et couplés, le mécanisme de transmission des charges comprenant les forces ligamentaires et les forces et les zones de contact en fonction des charges extérieures, des conditions aux rives, de l'angle de flexion du genou et d'autres paramètres étudiés. Ils permettront d'identifier également la redistribution des charges en cas de blessures graves associées aux ligaments croisés.

Les résultats de ces travaux vont susciter un grand intérêt dans le domaine de la santé et de la sécurité de la population (les sportifs, les personnes âgées, les travailleurs) car ils permettront de mieux comprendre la biomécanique de ce système biologique et complexe qu'est le genou. Cette compréhension est très essentielle pour fin de prévention, diagnostic, évaluation et traitements (chirurgicaux et physiothérapeutiques) des problèmes associés à l'articulation du genou.

2.2 Plan de la thèse et présentation des articles

Cette thèse comporte une introduction englobant la description de l'anatomie fonctionnelle de l'articulation du genou, cinq chapitres et une conclusion des différents résultats obtenus :

- un chapitre sur la revue bibliographique des modèles numériques existants,
- un deuxième chapitre comportant les objectifs et le plan de la thèse,
- un troisième chapitre qui est consacré au comportement du genou passif en flexion-extension pure, sans aucun chargement extérieur sur le joint, avec ou sans présence de certains ligaments croisés et qui est présenté sous forme d'article intitulé (Moglo et Shirazi-Adl, 2002a) **“Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint flexion – A finite element analysis”**
- un quatrième chapitre sur le tiroir postérieur du fémur par rapport au tibia avec ou sans rupture du ligament croisé antérieur qui est présenté sous forme d'article intitulé (Moglo et Shirazi-Adl, 2002b) **“Biomechanics of passive knee joint in drawer: Load transmission in intact and ACL-deficient joints”**
- un cinquième chapitre sur le tiroir antérieur du fémur par rapport au tibia avec ou sans rupture des ligaments croisés antérieur et postérieur qui est inclus sous forme d'article intitulé (Moglo et Shirazi-Adl, 2002c) **“On the PCL and PCL-ACL coupling in the knee joint under anterior femoral drawer: A finite element study”**
- un sixième chapitre qui contient la discussion de tous les résultats obtenus lors des analyses sur le genou.

Il est mentionné dans la revue bibliographique que le modèle de Bendjaballah et al. (1995, 1997, 1998) est le plus complet des modèles numériques incluant les ménisques, les cartilages articulaires, les structures osseuses et les quatre principaux ligaments et qui a étudié l'articulation fémoro-tibiale sous charges extérieures. Toutefois cette étude n'a été faite qu'en une seule position du genou, la flexion nulle. Par conséquent le premier article présenté au chapitre 3 sur l'étude du genou en flexion passive allant de 10° extension à 90° flexion sans charge extérieure représente la première grande étape dans l'évaluation numérique du genou complet dans d'autres positions autre que la flexion nulle. Différentes configurations du joint ont été analysées dans cette étude notamment les conditions aux rives, les déformations initiales des ligaments ainsi que le repositionnement de l'axe de flexion-extension. Par la suite, des charges postérieure et antérieure ont été appliquées sur le genou en flexion nulle et les comportements en flexion allant de 0° à 90° sous ses charges ont été étudiés conduisant ainsi aux deuxième et troisième articles présentés respectivement aux chapitre 4 et 5. De plus ces deux derniers articles ont étudié particulièrement l'effet de l'absence du ligament croisé antérieur (chapitre 4) et du ligament croisé postérieur (chapitre 5) sur le comportement du genou pour des fins de diagnostics, de traitement et de réhabilitation du genou humain après blessures. Ces trois articles constituent de très importants travaux dans la connaissance de l'articulation fémoro-tibiale et représentent le coeur de ce travail.

CHAPITRE III

CRUCIATE COUPLING AND SCREW-HOME MECHANISM IN PASSIVE KNEE JOINT FLEXION - A FINITE ELEMENT ANALYSIS

Sommaire

Le mécanisme de la rotation automatique dû à la conformité de l'articulation du genou et le couplage entre les ligaments croisés antérieurs et postérieurs (LCA, LCP) durant la flexion passive ont été évalués pour différentes conditions frontières et différentes positions de l'axe de flexion-extension ainsi que pour différents comportements des ligaments croisés. Un modèle validé tridimensionnel et non-linéaire a été utilisé à cette fin pour obtenir une réponse elasto-statique détaillée des analyses de l'articulation fémoro-tibiale en fonction de l'angle de flexion variant de 10° en extension à 90° en flexion. Pendant les mouvements de flexion-extension du fémur, le tibia a subi une rotation automatique autour de son axe de telle sorte qu'une rotation externe est associée à l'extension et une rotation interne est associée à la flexion (screw-home motion). Le repositionnement de l'axe de flexion-extension en le tournant de $\pm 5^\circ$ autour de l'axe axial du tibia de même que l'activation d'un des ligaments croisés en faisant varier la déformation initiale du LCP ou en supprimant le LCA ont influencé de façon substantielle cette rotation automatique du tibia. Un couplage remarquable a été trouvé entre les ligaments croisés (LCA, LCP) de telle sorte que les forces dans ces deux

ligaments augmentaient lorsque la déformation initiale augmentait dans un de ces ligaments et diminuaient en l'absence d'un des ligaments. Ceci a des conséquences importantes dans la biomécanique fonctionnelle du genou lors de la rupture ou la reconstruction d'un ligament croisé, et donc, dans la gestion optimale de désordres.

3.1 Abstract

The screw-home mechanism and coupling between forces in cruciate ligaments during passive knee joint flexion were computed for various boundary conditions, flexion axis alignments and PCL/ACL conditions. A validated non-linear 3D finite model was used to perform detailed elasto-static response analyses of the human tibiofemoral joint as a function of flexion angle varying from 10° extension to 90° flexion. The tibia rotated internally as the femur flexed whereas it rotated externally as the femur extended. The re-alignment of the flexion axis by $\pm 5^\circ$ rotation about the axial axis, transection of the ACL and changes in the PCL initial strain substantially influenced the 'screw-home' motion. A remarkable coupling was predicted between ACL and PCL forces (or initial strains); forces in both cruciates increased as the initial strain in one of them increased whereas they both diminished as one of them was cut or became slack. This has important consequences in joint functional biomechanics following a ligament injury or replacement and, hence, in the proper management of joint disorders.

3.2 Introduction

The human knee joint is a complex system of articulating bony structures covered at contact areas with a relatively thin articular cartilage layer. The stiffness and stability of the joint are provided mainly by muscles, ligaments and menisci allowing it

to transmit large loads while performing various tasks of daily living. In sportive activities such as skiing, the knee is exposed simultaneously to relatively large motions and loads in different planes resulting in a risk of injury greater than that at other articulations of the body. Any injury to the primary components such as the menisci or ligaments is expected to perturb the joint normal kinematics and kinetics with the likelihood to initiate or accelerate joint instability and degeneration.

Adequate understanding of functional biomechanics of the knee joint in intact and injured conditions is critical in search for efficient prevention and treatment of joint disorders. Due to the complexity of the knee joint itself as well as difficulties and limitations in experimental studies, previous measurements have focused primarily on the determination of the overall joint stiffness and the relative role of ligaments and menisci in the joint global load-displacement response [1-5]. The load transmission at some single/combined loading cases and flexion angles has also been investigated by measuring the contact pressure/area at articular surfaces and the ligament forces/strains [1,6-11]. Some understanding on the global role of various components as primary or secondary constraints has, thus, been gained.

As in other areas of biomechanics, mathematical model studies have also been recognised as a complementary tool to further delineate the functional and injury mechanisms of the knee joint. A realistic numerical model, once validated, can play an important role towards such goals providing relevant data of considerable clinical value

that can hardly be obtained experimentally. Model studies of the knee joint should, amongst others, account for the realistic three-dimensional geometry of the structure specially the articular surfaces and ligament insertion sites, compliant cartilage layers, menisci with nonlinear composite properties and ligaments with nonlinear properties and initial strains. The existing models as reported in the literature have often been limited by neglecting some of the foregoing essential features of the system [12-18]. The most complex elastostatic models of the passive tibiofemoral joint reported in the literature so far are those by Benjaballah et al. [12-14,17], Donahue [16] and Li et al. [18]. The Benjaballah et al. model was developed based on computer tomography (CT) images and direct measurements of a cadaver specimen and was extensively analysed and validated for the tibiofemoral joint in full extension subjected to axial compression forces [12], varus-valgus moments [13], external-internal torques [17] and anterior-posterior horizontal forces [14]. The Li et al. [18] tibiofemoral model was recently developed based on magnetic resonance images and was analysed in full extension under axial compressive loading in order to evaluate the effect of changes in cartilage thickness and material properties on contact stress values. Each meniscus was, however, simplified by three compressive springs with equivalent properties. The model of Donahue et al. [16] was constructed based on CT images and applied to study the response at full extension in axial compression for different boundary conditions and bone representations.

While performing various occupational and recreational tasks, the knee joint flexes and extends about a medial-lateral axis in order to accommodate the required movements. In contrast to the case in hyperextension, the passive knee joint offers a relatively small resistance as it flexes from full extension position to beyond 90° in flexion. Apart from the anterior and posterior translations of the femur on the tibia during the passive extension and flexion motions, respectively, the joint exhibits coupled internal-external rotations as well. The coupled internal tibial rotation as the femur flexes and external tibial rotation as it extends are referred to as the 'screw-home' mechanism and have been indicated to reach values in the range of 6.5° to 36° at 90° joint flexion angle [4,15,19-24]. These coupled internal-external rotations, apart from their likely effect on ligament forces, result in different anterior-posterior translations of femoral condyles (or tibial plateaus) and hence alter the tibiofemoral contact areas and relative load-bearing contributions of menisci. The controversy, however, exists as to the association of this coupled rotation with the joint flexion. Some investigators have not observed a one-to-one relationship between the primary femoral flexion and coupled tibial internal rotation [25] while a reversed trend has been reported by others [19,25]. It has been suggested that variations in orientation of the medial-lateral axis about which the joint flexes or extends could be a reason for the observed discrepancies in this coupling mechanism in passive flexion [25-29].

The current model study, as a continuation of our earlier works [12-14,17], is undertaken to investigate the detailed passive response of the tibiofemoral joint in

sagittal rotation. The mesh representing the tibial articular cartilage has, however, been refined to improve the stress predictions in this region. The constraint on the joint to remain at full extension has also been relaxed in order to study the unconstrained tibiofemoral response as a function of joint flexion angle varying from 10° in extension to 90° in flexion. The current work has the objective to identify the biomechanical influence of ACL deficiency, changes in PCL initial strain, changes in the placement of medial-lateral axis for sagittal rotation and joint boundary conditions on the joint response in flexion, in general, and on the screw-home mechanism and ligament forces, in particular. Understanding the likely effect of an alteration in the mechanical role of the ACL or the PCL on the forces in both cruciate ligaments and joint response is important in proper evaluation and planning of treatment strategies for joint ligament injuries.

3.3 Methods

3.3.1 Finite Element Model and Material Properties

The finite element model (Figs. 3.1 and 3.2, bony structures not shown) of the passive tibio-femoral joint consisted of two bony structures (tibia, femur) and their articular cartilage layers, menisci and four principal ligaments (collaterals and cruciates). The existing model, developed initially by Bendjaballah et al. [12], was refined for this study in tibial articular cartilage regions. The non-linear elasto-static analysis was performed employing an in-house finite element package program [30].

Since the stiffness of the bony structures is much greater than that of the joint soft tissues, rigid bodies were utilised to simulate the femur and tibia. The tibial articular cartilage layers were represented by 162 8-node solid elements for both medial and lateral regions whereas 244 8-node solid elements were used for the entire femoral articular cartilage. For meniscal tissue, a non-homogeneous composite model of an isotropic matrix of ground substance reinforced by a network of radial and circumferential collagen fibres was considered. Overall, the matrix was represented by 424 8-node solid elements while a total of 1212 spring elements with non-linear properties were used to model the collagen network in radial and circumferential directions. Moreover, 30 non-linear spring elements were considered to model various ligaments of the tibio-femoral joint: 6 elements for both antero-medial and postero-lateral bundles of the anterior cruciate ligament (ACL), 6 elements for both antero-lateral and postero-medial bundles of the posterior cruciate ligament (PCL), 3 elements for the lateral collateral ligament (LCL). To take into account the wrapping of the medial collateral ligament (MCL) around the proximal medial bony edge of the tibia as well as the peripheral attachment to the medial meniscus, the MCL was modelled by 5 uniaxial elements for the proximal part attaching the femur to the medial meniscus, 10 elements for the attachment over the medial meniscus and 5 wrapping elements for the distal part attaching the meniscus to the tibia and wrapping over the tibia.

Mechanical properties of the joint components remained nearly the same as those reported by Bendjaballah et al. [12-14], which were originally derived from the data available in the literature [31-32]. In the present model the articular cartilage was considered homogeneous isotropic with elastic modulus of 12 MPa and Poisson's ratio of 0.45. The matrix of menisci was also assumed isotropic with 10 MPa for elastic modulus and 0.45 for Poisson's ratio. Articulations at the cartilage-cartilage (i.e., at uncovered areas) as well as cartilage-meniscus (i.e., at covered areas) were simulated in this work as large displacement frictionless contact. Each meniscus simultaneously articulated with the tibial and femoral cartilage layers at its distal and proximal surfaces, respectively. The ligaments exhibited non-linear properties in tension with no compressive resistance. The total initial cross-sectional areas were taken to be 42 mm², 60 mm², 18 mm² and 25 mm² for the ACL, PCL, LCL and MCL, respectively.

3.3.2 Loading, Boundary Conditions and Parameters Considered

The global three-dimensional motion of the tibio-femoral joint was characterised by six kinematics parameters, three translations along fixed axes: medial-lateral (along axis '1' in Fig. 3.1), posterior-anterior (along axis '2') and distal-proximal (along axis '3') plus three rotations: flexion-extension (about axis '1'), varus-valgus (about axis '2') and internal-external (about axis '3'). To simulate an unconstrained joint in passive flexion, the femoral flexion-extension rotation was incrementally prescribed from 10° in extension to 90° in flexion while the femoral coupled medial-lateral, posterior-anterior and distal-proximal translations were left free. The tibial coupled

varus-valgus and external-internal rotations were also left free with the remaining tibial degrees-of-freedom fixed. These conditions assured a stable and unconstrained response of the joint throughout the range of motion. The required sagittal moments for the prescribed femoral flexion-extension rotations were subsequently calculated at each step of the analysis. Additional analysis was also performed with the coupled tibial rotations (i.e., varus-valgus and internal-external) fixed in order to investigate the effect of coupled rotations on response in both extension and flexion angles.

In each analysis, the undeformed joint reference configuration was initially established by first considering the joint response only under the prestrain values in ligaments. At the end of this first step of the analysis, mean initial strains in the four major ligaments, ACL, PCL, LCL and MCL were equal, respectively, to $\sim 0.9\%$, -25% , 2.5% and 1.8% . These values were chosen similar to those used by Benjaballah et al. [12-14], except for the much smaller initial strain in the PCL which was selected due both to the excessive forces in the PCL predicted in our previous studies under horizontal forces [14] and to the optimised initial strain values proposed in a recent work by Blankevoort et al. [15]. This initial strain was, however, varied to examine its effect on predictions.

Subsequently, the second step was performed in which the femur was flexed up to 90° or extended to 10° . The joint displacements are presented in this work as those computed during this second step of loading. The influence of changes in PCL initial

strain on the response was investigated by altering the initial strain from about -25% to either -45% or -2% . The effect of changes in the alignment of flexion-extension axis on the response and screw-home motion was also examined by rotating the entire joint in the reference model by $+5^\circ$ or -5° around the axis '3' while keeping the coordinate system '1-2-3' fixed. The initial coordinates of all nodal points were updated and the joint was subsequently flexed about the fixed medial-lateral axis '1'. These alterations are actually equivalent to rotating, about the axis '3', the horizontal flexion-extension axis by -5° or $+5^\circ$, respectively, while keeping the coordinates (i.e., joint geometry) unchanged. Finally, the effect of the ACL was investigated by considering an ACL-deficient joint. Table 3.1 lists various cases considered in this study.

3.4 Results

3.4.1 Joint Kinematics

In passive flexion of the knee joint from -10° to 90° , the primary node representing the femur translated posteriorly, laterally and proximally as shown in Fig. 3.3. The posterior translation was much larger due the rolling of the femur on the tibia in flexion. The computed magnitude of these translations naturally depends on the position of the primary node chosen to represent the femur as a rigid body and would, therefore, alter had another node been selected for this purpose. Moreover, the displacements are shown relative to the joint reference configuration following the application of pre-strains in ligaments. The tibia rotated externally to $\sim 2^\circ$ as the femur extended by 10° and

internally to $\sim 10^\circ$ as the femur flexed by 90° , with the peak internal rotation of $\sim 12^\circ$ at 30° - 40° flexion. Coupled tibial varus-valgus rotations were much smaller, with 0.7° valgus at 10° extension and $\sim 0.4^\circ$ varus at 90° flexion.

The coupled tibial rotations changed as the alignment of the medial-lateral axis of joint flexion was altered by $\pm 5^\circ$ rotation around the axial axis (Fig. 3.4). The tibial internal rotation increased to 14.3° at 90° flexion when the axis of flexion rotated by $+5^\circ$ about the axial axis '3'. In contrast, the tibial internal rotation diminished to 4° at 90° flexion with -5° rotation in the flexion axis. The coupled tibial varus-valgus rotations were also similarly affected with larger varus rotations as the joint rotated by $+5^\circ$ and reversed valgus rotations for the case with -5° rotation in the axis. As for the changes in the PCL initial strain, decreasing the initial strain from -25% to -45% increased the coupled internal rotation of the tibia (Fig. 3.5). In contrast, the initial strain of -2% substantially altered the coupled tibial axial rotation by reversing its direction from internal to external for flexion angles $< 70^\circ$. The varus-valgus rotations were also affected particularly at larger flexion angles for the pre-strain of -2% . In the ACL-deficient joint, the tibial internal rotation substantially increased throughout the range of rotation to reach a maximum value of $\sim 24^\circ$ at 90° flexion.

The overall kinematics of the tibiofemoral joint were governed by the femoral primary flexion and tibial coupled internal rotation at different flexion-extension angles, as shown in Fig. 3.6. Since the joint sagittal rotations were incrementally applied in the

analysis (i.e., displacement-controlled loading), the associated sagittal moments (i.e., joint resistant moment) were computed at the end of each step. The joint was relatively flexible in passive flexion requiring small moments for flexion angles up to 90°. The joint resistance, however, substantially increased in passive extension requiring ~4.2 Nm moment for 10° extension. These moments further increased as the coupled rotations at the tibia were constrained; from 4.2 Nm to 5.5 Nm at 10° extension and from as low as 0.25 Nm to 1.25 Nm under 90° flexion. Re-alignment of the flexion axis by $\pm 5^\circ$ about the z-axis or setting the PCL initial strain to -45% caused only small changes in the required flexion moment (e.g., 0.29 Nm and 0.11 Nm, respectively, for $+5^\circ$ and -5° under 90° flexion). On the other hand, increasing the initial strain in the PCL to -2% substantially increased the required flexion moment to a maximum value of 2.96 Nm calculated at 60° of flexion.

3.4.2 Load Distribution

As for the forces in ligaments in the intact joint (Fig. 3.7), with the exception of the PCL which remained unloaded, relatively large forces in remaining ligaments were computed in extension which diminished as the joint initiated flexion. The forces in cruciate ligaments, however, changed trend and increased after 20°-30° of flexion to reach 71 N and 97 N, respectively, at 90° flexion. For the case with fixed tibial coupled rotations (Fig. 3.8), forces in ligaments were 248 N, 95 N, 88 N, respectively, in the LCL, MCL and ACL under 10° extension. At 90° flexion, ACL and PCL forces reached 29 N and 108 N, respectively with 81 N in the MCL and negligible force in the LCL.

Alterations in the initial strain in the PCL substantially influenced forces in both cruciate ligaments by increasing them as the initial strain in the PCL increased and decreasing them as it decreased. For example, at -2% of initial strain in the PCL, the ACL and PCL forces reached very large values of 336 N and 421 N, respectively, at 90° flexion (Fig. 3.9). In contrast, however, these forces substantially diminished to 3 N and 5 N, respectively, as the initial PCL strain decreased to -45% . Similarly, as the ACL was cut, the PCL force diminished to 1.8 N at 90° flexion. The alterations in ligament forces due to $\pm 5^\circ$ rotation of the flexion axis were found, however, negligible.

The total contact forces transferred through both medial and lateral plateaus on covered (via menisci) and uncovered (cartilage to cartilage) areas of articulation were computed for each increment of joint flexion-extension angle and were verified to satisfy the equilibrium of forces on the joint in the axial direction (Fig. 3.10). These contact forces were generated due to the tension in joint ligaments; the larger the ligament forces were the larger these contact forces became. The lateral compartment carried a larger portion of the load at 10° extension, and that via primarily the meniscus. As the flexion angle increased, so did the proportion of the load on the medial compartment which was transmitted primarily through the uncovered area. These trends were somewhat reversed when the coupled internal tibial rotations were constrained. In this case, the medial compartment carried a larger proportion of the load in extension but a much smaller proportion as the joint underwent flexion. Alterations in the alignment of the flexion axis by $\pm 5^\circ$ did not have a considerable effect on the forgoing

total contact forces on each plateau. In contrast, however, changes in the PCL initial strain markedly influenced the total contact forces on the medial and lateral compartments. In this case, with -45% initial strain in the PCL, the lateral and medial compartments carried, respectively, relatively small forces of 46 N and 22 N at 90° flexion whereas these forces increased to 218 N and 346 N as the initial strain of -2% was considered in the PCL.

The compressive axial stresses (along axis '3') in the cartilage at the upper elements adjacent to the articular surfaces reached the maximum values of about 0.98 MPa, 0.36 MPa, 0.27 MPa, 0.78 MPa and 1.19 MPa respectively at -10° , 0° , 30° , 60° and 90° flexion angles. There was a clear posterior shift in the loaded areas (i.e., contact areas) on the tibial articular surface during the flexion of the joint from -10° to 90° .

3.5 Discussion

This is the first ever reported application of a realistic non-linear model of the tibiofemoral joint, including the menisci and cartilage layers, to analyse the unconstrained passive extension-flexion response of the joint. The joint reference condition was initially established following application of pre-strains in ligaments. It was then incrementally bent to 10° in extension and 90° in flexion using a displacement-controlled loading approach. The sagittal moments required to reach such prescribed rotations (i.e., the joint resistant moment) were calculated on the femur at each step of

the analysis. Minimal boundary constraints were applied to stabilise the response in the 100° range of femoral rotation while allowing the free motion of the joint in all directions except in the sagittal rotation which was prescribed. To do so, the coupled varus-valgus and internal-external rotations were fixed on the femur while left free on the tibia. On the other hand, the three coupled translations were left free on the femur but fixed on the tibia. These boundary conditions resulted in unconstrained joint response in the entire range of motion. Moreover, the large primary and coupled rotations were allowed on different bony parts, i.e., flexion-extension on the femur and internal-external on the tibia, thus avoiding the simultaneous consideration of large rotations about different axes on a single body.

It is to be emphasised that the manner in which loads/displacements are applied or the components are constrained could greatly influence the results of a study, whether experimental or numerical [14,19]. Proper comparison between the results of various studies, hence, should be done in the light of such dependence. In the current study, attention was focused primarily on the joint coupled response, in particular the 'screw-home' mechanism, and the load transmission via the cruciate ligaments in the joint subjected to pure flexion-extension moment. The effects of constraint on coupled rotations, changes in the alignment of flexion axis of rotation, ACL-deficiency and variation in initial strain in the PCL on the response were also investigated.

The current model predicted coupled tibial internal rotations as the femur flexed while coupled external rotations as the femur extended (i.e., screw-home mechanism). The current prediction of about 10° internal tibial rotation at 90° femoral flexion is in the range of reported values of 6.5°±4° [3], 14.5° [4], 14°-36° [24], 19.2°±4° [23] and 20°±4° [22] all at 90° flexion angle as well as that of 40° at 95° flexion under 3 Nm applied internal torque [19]. The predicted internal rotation was verified to considerably alter, particularly under larger flexion angles, with changes in the alignment of the flexion axis. The tibial internal rotation, at 90° joint flexion, increased from 10° to 14.3° when the flexion axis rotated by +5° while it decreased to 4° as the flexion axis rotated by -5°. These findings agree very well with the reported measurements of coupled rotations under the same conditions [19]. The likely effect of variations in the alignment of flexion axis on the coupled tibial rotations in joint flexion has been emphasised elsewhere as well [25,29]. The 'screw-home' motion is also predicted to substantially alter with changes in the PCL initial strain. Moreover, ACL transection augmented this coupled motion throughout the range of flexion. The current results, therefore, underline the effect of cruciate ligament forces on the joint coupled rotations and, hence, the likelihood of changes in the joint coupled kinematics in the event of a ligament injury or reconstruction. The role of the PCL in 'screw-home' motion has been confirmed by previous studies [2,26].

Computed coupled angles of abduction in extension and adduction in flexion were much smaller (<1°) and consistent with variations reported previously for these

rotations [19,24]. The marked effect of changes in flexion axis alignment on these coupled rotations shown in Fig. 3 has also been documented in earlier studies [19,25].

In the model, neglecting the weight of components, the passive tibiofemoral joint demonstrated a relatively small resistance during flexion from 0° to 90° requiring 0.25 Nm flexion moment at 90° flexion. The joint, however, offered much larger torque resistance in hyperextension reaching 4.2 N-m at 10° extension. These values increased, respectively, to 1.25 Nm and 5.5 N-m as the coupled tibial rotations were fixed. The joint resistance is directly related to forces in ligaments which are much larger in extension than in flexion. These findings are comparable to the reported resistant moments of 0.4 Nm at 100° flexion [24] and 0.5–2 Nm at 90° flexion [3].

In passive unconstrained flexion of the tibiofemoral joint, the ACL and PCL forces increased at flexion angles beyond 20°–30° to reach, respectively, 71N and 97N at 90° flexion. These values agree with computed values of both Beynnon et al. [33] who reported increased force in the ACL and PCL after 50° of flexion and Wismans et al. [34] who predicted increased strain in the ACL and PCL after 40° of flexion. Bach et al. [35–36] also measured an increased strain in the anteromedial bundles with flexion after 40° of flexion. However, on the contrary, Washer et al. [37] and Markolf et al. [38] reported much smaller forces in the ACL throughout the range of flexion (e.g., ~5N at 90° of flexion). Small forces have also been measured in the PCL; ~15 N at 90° flexion [34], 6±5N at 30° and 15±3N at 90° of flexion [32,39–40]. Such reported smaller forces

in the ACL and PCL throughout the range of flexion would be in a better agreement with our predictions assuming smaller initial strains in the PCL; for example at 90° flexion with -45% initial PCL strain, forces of 3 N and 5 N, respectively, were computed in the ACL and PCL. A very small force of 2 N was also computed in the PCL at 90° flexion in the ACL-deficient joint. Apart from the role of the initial strain and injury in the ACL or PCL, the ligament forces also alter as constraints on the joint are changed. For example, ACL force diminished from 71 N to 29 N at 90° flexion as the coupled tibial rotations were prevented.

In hyperextension, all ligaments except the PCL experienced large forces that further increased, with the exception of the MCL, as coupled rotations were constrained. The computed increase in ACL forces in hyperextension agrees with measurements of Washer et al. [37] reporting forces of 90N and 21N in the ACL and PCL, respectively, at 5° extension. As for the collateral ligaments, LCL and MCL forces diminished as flexion initiated thus indicating their minor role at larger flexion angles. These findings corroborate with those of Harfe et al. [41] who reported negative strains in the LCL and MCL in passive flexion of the knee beyond 60°.

Finally, a remarkable coupling between the ACL and PCL was computed during the joint passive flexion in that the mechanical contribution of a cruciate ligament (say the ACL) was strongly dependent on the activation level of the other (say the PCL). A larger initial strain in the PCL (i.e., larger force in the PCL and earlier initiation in

activation) resulted in larger ACL forces. In contrast, ACL forces diminished as the PCL initial strain decreased. Similarly, forces in the PCL almost disappeared as the ACL was transected. This direct relation was clearly evident in all cases studied (see Fig. 3.9). The predicted substantial influence of changes in one cruciate ligament on forces in both cruciate ligaments and not just itself alone has important consequences in the knee joint functional biomechanics following a ligament injury or replacement and, hence, in the proper management of joint disorders in order to gain a near-normal response of the entire joint.

3.6 Acknowledgement

The work is supported by the Natural Sciences and Engineering Council of Canada (NSERC-Canada) and the Fonds pour la Formation de Chercheurs et l'Aide à la Recherche (FCAR-Québec). The earlier efforts of M.Z. Benjaballah in the development of the model is also greatly acknowledged.

3.7 References

- [1] Hefzy, M. S., Grood, E. S., and Zoghi M., 1987, "Axisymmetric finite element model of the meniscus", ASME Advances in Bioengineering, New York, pp. 51-52.
- [2] Huiskes, R. and Blankervoort, L. 1990, "Relationship Between Knee Joint Motion and Articular Surface Geometry", in: Biomechanics of Diarthrodial Joints, Springer-Verlag, NY, Vol. 2, pp. 269-286.
- [3] Markolf, K. L., Mensch, J. S., Amstutz, H.C., 1976. "Stiffness and laxity of the knee – The contributions of the supporting structures", J. Bone Jt. Surg., Am. Vol. 58, pp. 583- 594.
- [4] Shoemaker, S. C. and Markolf, K. L., 1986, "Role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee: effects of partial versus total menisectomy", J. Bone Jt. Surg., Am. Vol. 63, pp. 71- 79.
- [5] Woo, S. L.-Y., Ross, J. F., Masataka, S., Glen, A. L., 1998. "Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics", The Knee. 5, pp. 267-288.
- [6] Ahmed, A. M. and Burke, D. C., 1983, "In-Vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints – Part I: Tibial surface of the knee". ASME J Biomech. Eng., 105, pp. 216-225.

- [7] Ahmed, A. M. and Burke, D. C. and Yu, A., 1983, "In-Vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints – Part II: Retropatellar surface ", ASME J. Biomech. Eng., **105**, pp. 226-236.
- [8] Fujikawa, K., Seedhom, B. B. and Wright, V. 1983, "Biomechanics of the patello-femoral joint- Part I: A study of the contact area and the congruity of the patello-femoral compartment and movement of the patella", J. Eng. Med., **12**, pp. 3-11.
- [9] Fukubayashi, T., Torizilli, P. A., Sherman, M. F. and Warren R. F., 1982, "In-vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee", J. Bone Jt. Surg., Am. Vol. **64**, pp. 258-264
- [10] Huberti, H. H. and Hayes W. C., 1988, "Contact pressures in chondromalacia patellae and the effects of capsular reconstructive procedures", J. Orthop. Res., **6**, pp. 499-507.
- [11] Soslowsky, U., Flatow, E. L., Bigliani, L. U., Pawluk, P. J., Ateshian, G. A. and Mow, V. C., 1992, "Quantification of in situ contact areas at the glenohumeral joint: A biomechanical study, J Orthop. Res.,**10**, pp. 524-534.
- [12] Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A. and Zukor D. J., 1995, "Biomechanics of the human knee joint in compression: Reconstruction, mesh generation and finite element analysis", The Knee, **2** (2), pp. 69-79.
- [13] Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A. and Zukor D. J., 1997, "Finite element analysis of the human knee joint in varus-valgus", Clin. Biomech. **12** (3), pp. 139-148.

- [14] Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A. and Zukor D. J., 1998, "Biomechanics response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces", *Clin. Biomech.*, **13**, pp. 625-633.
- [15] Blankevoort, L. and Huiskes, R., 1996, "Validation of a three-dimensional model of the knee", *J. Biomech.*, **29** (7), pp. 955-961.
- [16] Donahue, T. D., Hull, M. H., Rashid, M. M. and Jacobs, C. R., 2000, "Finite element model of the human knee joint to study tibio-femoral contact mechanics". *BED-Vol. 28, Advances in Bioengineering*, pp. 155-156
- [17] Jilani, A., Shirazi-Adl, A. and Bendjaballah, M. Z., 1997, "Biomechanics of the human tibio-femoral joint in axial rotation", *The Knee*, **4**, pp. 203-213.
- [18] Li, G., Lopez, O. and Rubash, H., 2001, "Variability of three-dimensional finite element model reconstructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis". *ASME J. Biomech. Eng.* **123**, pp. 341-346.
- [19] Blankevoort, L., Huiskes, R., 1988, "The envelope of passive knee joint motion", *J. Biomech.*, **21** (9), pp. 705-720.
- [20] Blankevoort, L., Kuiper, J. H., Huiskes, R. and Grootenboer, H. J., 1991, "Articular contact in a three-dimensional model of the knee", *J. Biomech.*, **24** (11), pp. 1019-1031
- [21] Blankevoort, L. and Huiskes, R., 1991, "Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee", *ASME J. Biomech. Eng.*, **113**, (3), pp. 263-269.

- [22] Hsieh, Y.-F. and Draganich, L.F., 1997, "Knee kinematics and ligament lengths during physiologic levels of isometric quadriceps loads", *The Knee*, **4**, pp. 145-154.
- [23] Kurosawa, H., Walker, P. S., Abe, S., Garg, A. and Hunter, T., 1985, "Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design", *J. Biomech.* **18**(7), pp. 487-499.
- [24] Wilson, J., Feikes, J. D., Zavatsky, A. B. and O'Connor, J. J., 2000, "The component of passive knee movement are coupled to flexion angle", *J. Biomech.*, **33**, pp. 465-473
- [25] Piazza, S. J. and Cavanagh, P. R., 2000, "Measurement of the screw home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment", *J. Biomech.*, **33**, pp. 1029-1034.
- [26] Ishii, Y., Terajima, K., Takahashi, H. E., Bechtold, J. E. and Gustilo, R. B., 1995, "Comparison of knee joint functional laxity after total knee replacement with posterior cruciate-retaining and cruciate-substituting prostheses", *The Knee*, **2** (4), pp. 195-199.
- [27] Ishii, Y., Terajima, K., Koga Y. and Bechtold, J. E., 1999, "Screw home motion after knee replacement", *Clin Orthop. Relat. Res.*, **358**, pp. 181- 187.
- [28] Matsumoto, H., Seedhom, B. B., Suda, Y., Otani, T. and Fujikawa, K., 2000, "Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle", *Clin Orthop. Relat. Res.*, **371**, pp. 178-182.

- [29] Ramsey, D. K. and Wretenberg, P. F., 1999, "Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint", *Clin. Biomech.*, **14**, pp. 595-611.
- [30] Shirazi-Adl A., 1994, "Analysis of role of bone compliance in mechanics of a lumbar motion segment", *ASME J. Biomech. Eng.*, **116**, pp. 408-412.
- [31] Butler, D. L., Grood, E. S., Noyes, F. R., Zernicke, R. F. and Brackett, K., 1984, "Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia", *J. Biomech.*, **17**, pp. 579-596.
- [32] Harner, C. D., Vogrin, T. M. and Woo, S. L.-Y., 2001, "Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament", in: *Posterior cruciate ligament injuries of Fanelli GC*, ed. Springer, pp. 3-22.
- [33] Beynnon, B., Yu J., Huston, D., Fleming, B., Johson, R., Haugh, L. and Pope M.H., 1996, "A sagittal plan model of the knee and cruciate ligaments with application of a sensitivity analysis", *ASME J. Biomech Eng.*, **118**, pp. 227-239.
- [34] Wismans, D., Veldpaus, F. and Janssen, J., 1980, "A three-dimensional mathematical model of the knee-joint", *J. Biomech.*, **13**, pp. 677-685.
- [35] Bach, J. M., Hull M. L. and Patterson H. A., 1995, "Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the ACL", *BED-Vol. 31. Advances in Bioengineering*, ASME 1995, pp. 215-216.
- [36] Bach, J. M., Hull M. L. and Patterson H. A., 1997, "Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament", *J. Biomech.*, **30** (3), pp. 281-283.

- [37] Wascher, D. C., Markolf, K. L., Shapiro, M. M. and Finerman, G. A. M., 1993, "Direct in vivo measurement of forces in the cruciate ligaments J. Bone Jt. Surg., Am. Vol. 75,3, pp. 377- 386.
- [38] Markolf, K. L., Gorek J. F., Kabo M., Shapiro M. M. and Finerman G. A. M., 1990, "Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament", J. Bone Jt. Surg., Am. Vol. 72, 4, pp. 557- 567.
- [39] Harner, C. D., Janaushek, M.A., Kanamori, A., Ma C. B., Vogrin T. M. and Woo S. L.-Y., 1999, "Effect of knee flexion angle and tibial position during graft fixation on the biomechanics of a PCL reconstructed knee", 45th Annual Meeting, Orthop. Res. Soc., Anaheim, California, U.S.A., p. 23
- [40] Höler, J., Vogrin, T. M. and Woo, S. L.-Y., 2001, "In situ forces in the human posterior cruciate ligament in response to muscle loads : A cadaveric study", J Orthop. Res., 17, pp. 763-768.
- [41] Harfe, D. T., Chuinard, C. H , Espinoza, L. M. and Thomas, K. A. , 1998, "Elongation patterns of the collateral ligaments of the human knee", Clin. Biomech., 13(3), 163-175.

Table 3.1. Various cases investigated in the current study

Case	Tibial Coupled Rotations (Varus-Valgus & Internal-External)	Alignment of Flexion Axis	PCL Initial Strain (%)
Reference (Intact)	Free	No Change	-25
Fixed Rotations (Intact)	Fixed	No Change	-25
Flexion Axis (Intact)	Free	+5° or -5°	-25
PCL Initial Strain	Free	No Change	-2 or -45
ACL Deficient	Free	No Change	-25

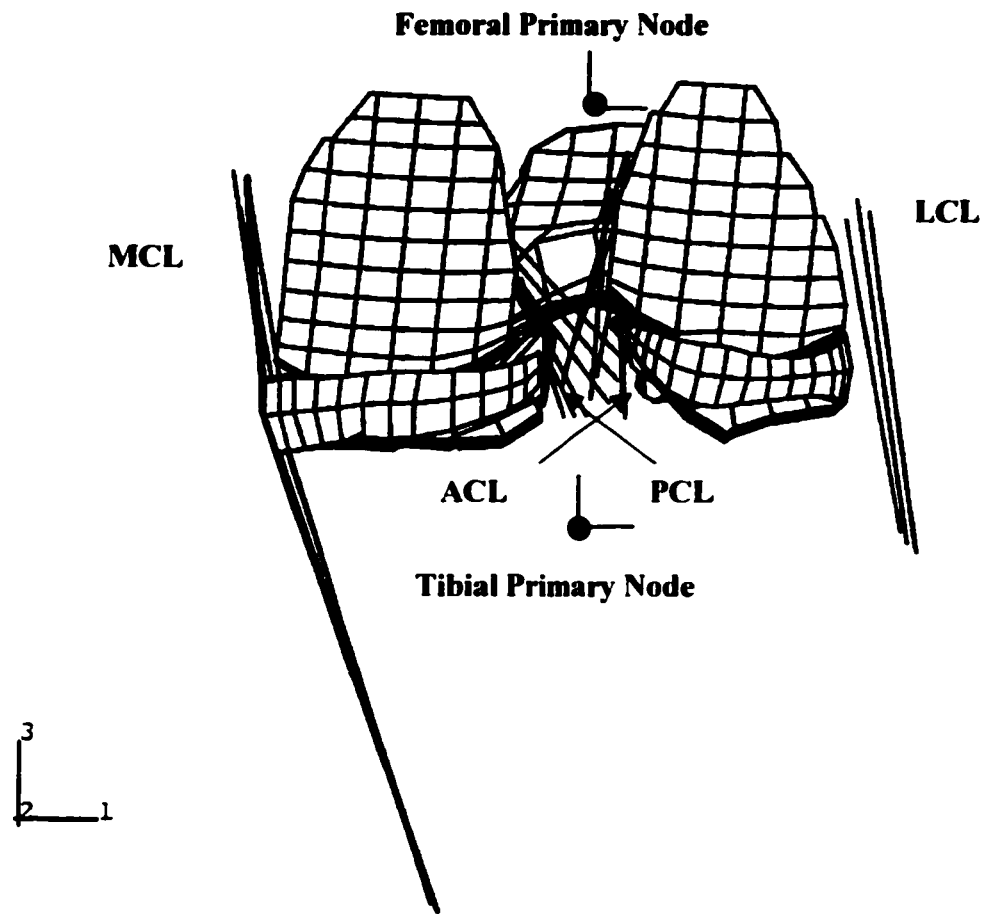


Figure 3.1: A posterior view of the finite element mesh showing soft tissues (menisci, articular cartilage layers and ligaments). Only the primary nodes of rigid bodies representing the femur and tibia are shown.

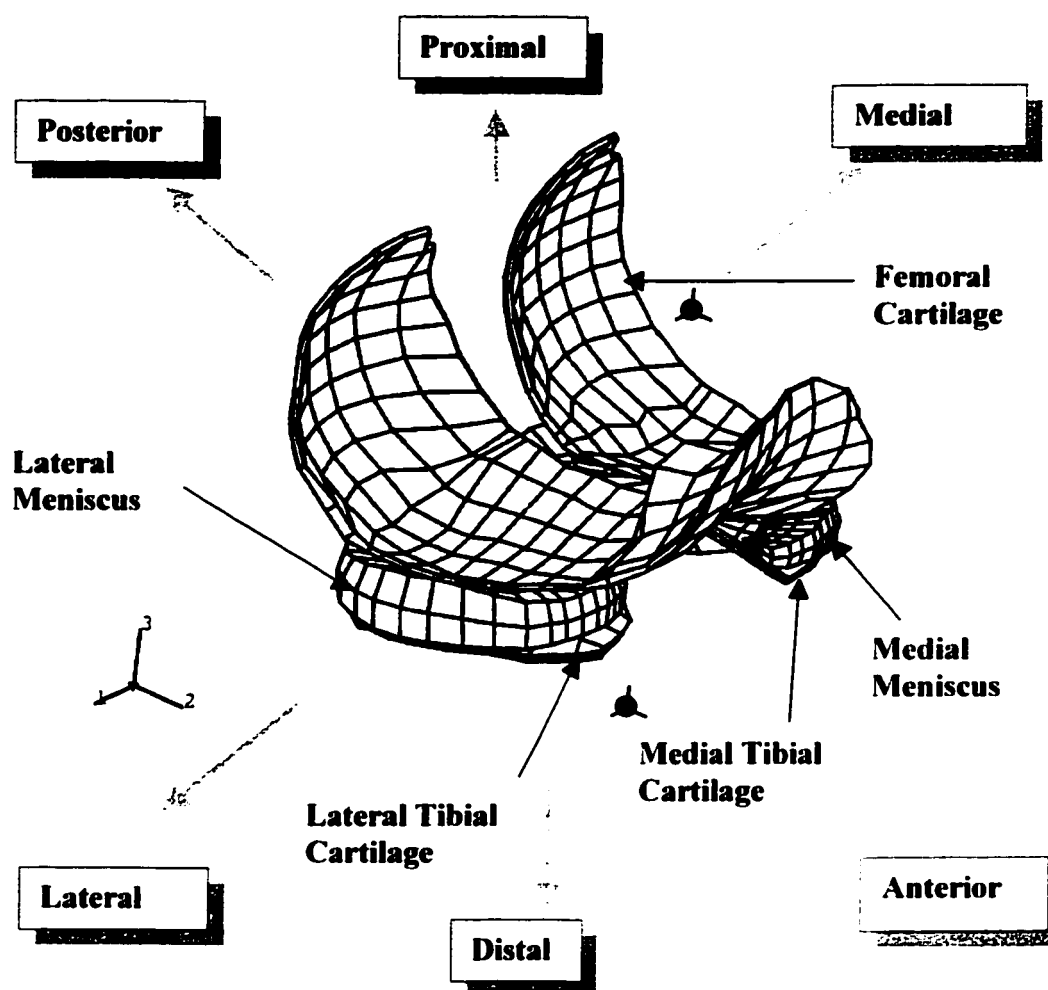


Figure 3.2: An anterolateral view of the finite element mesh of menisci and cartilage layers.

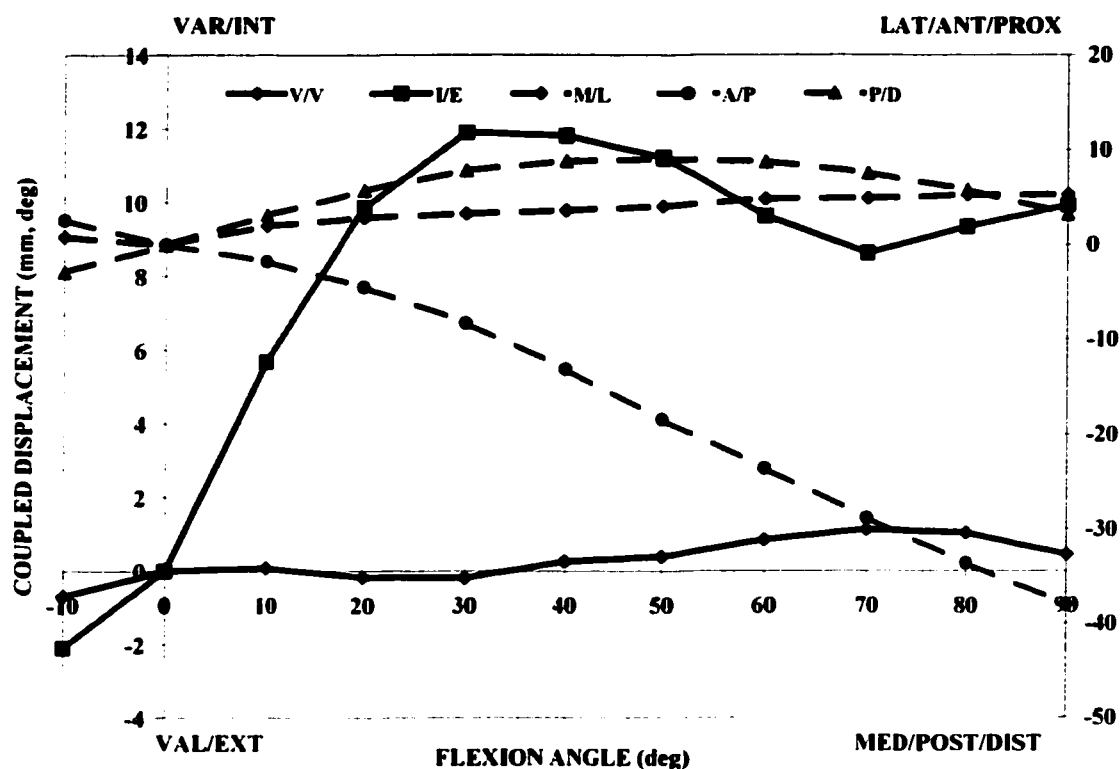


Figure 3.3: Predicted variation of coupled femoral translations (right axis) and coupled tibial rotations (left axis) with flexion angle for the reference intact case (see Table 1). V/V: varus/valgus, I/E: internal/external, M/L: medial/lateral, A/P: anterior/posterior, P/D: proximal/distal displacements.

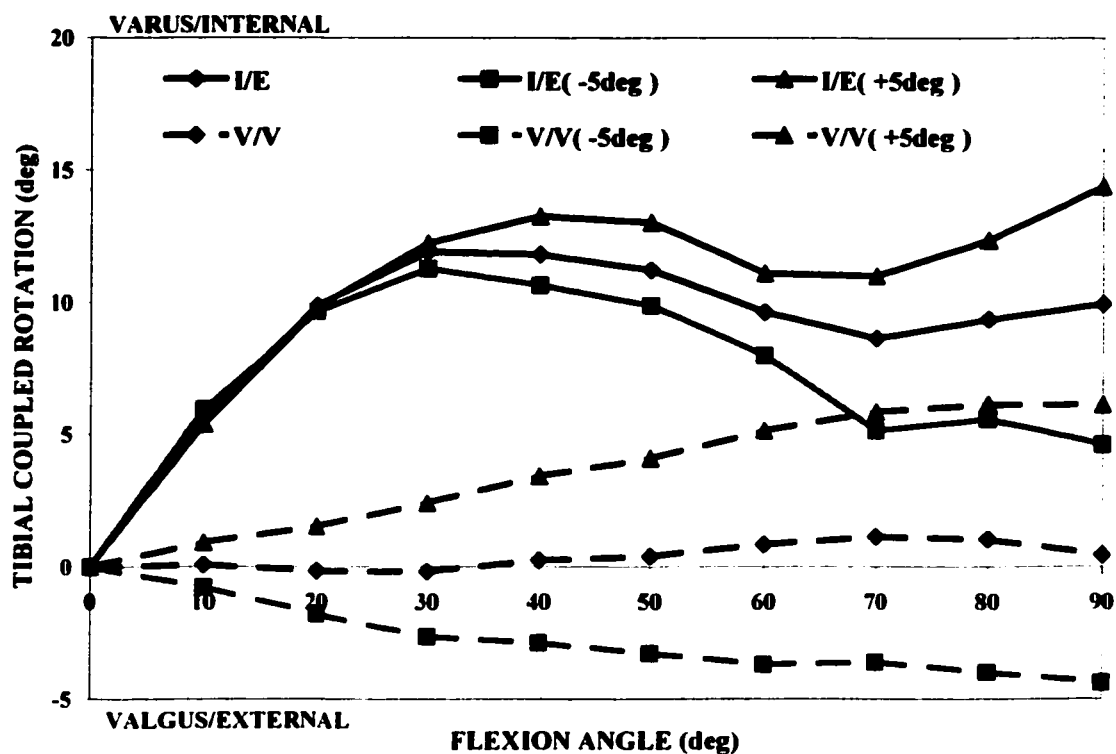


Figure 3.4: Predicted variation of tibial coupled rotations with the joint flexion angle for different flexion-axis alignments. V/V: varus/valgus, I/E: internal/external rotations.

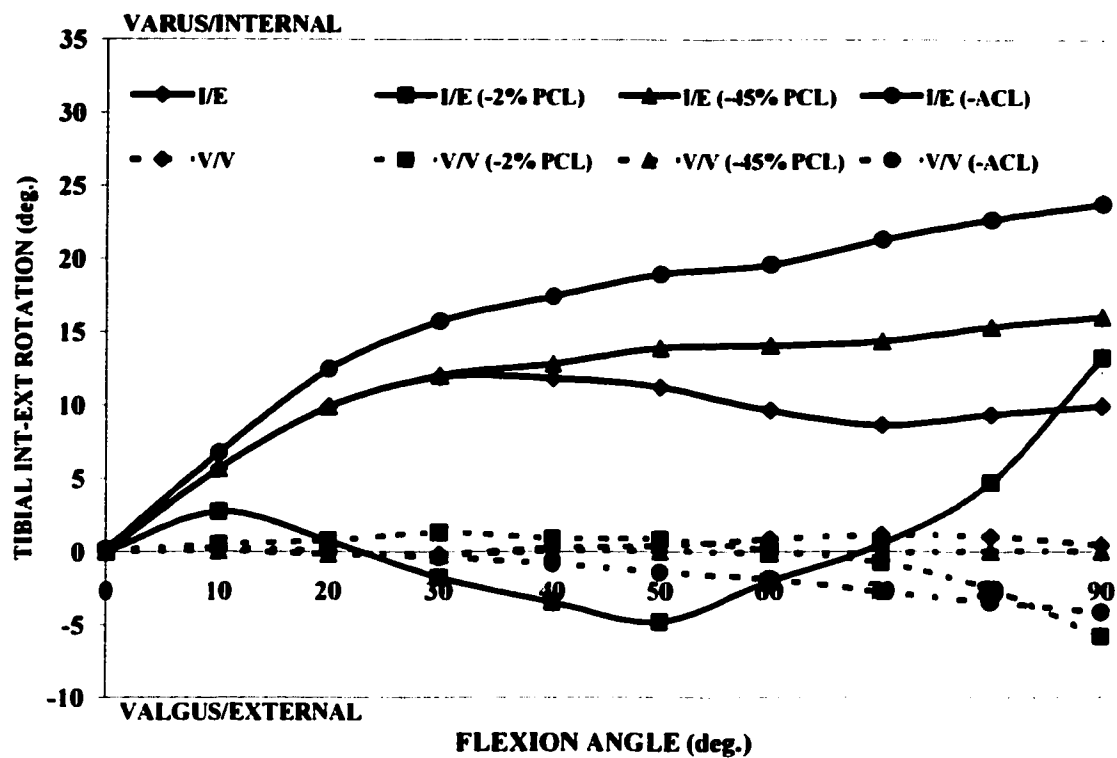


Figure 3.5: Predicted variation of tibial coupled rotations with the joint flexion angle for different initial strain values in the PCL (-45%, -25% and -2%) and for the ACL-deficient joint (-ACL). V/V: varus/valgus, I/E: internal/external rotations.

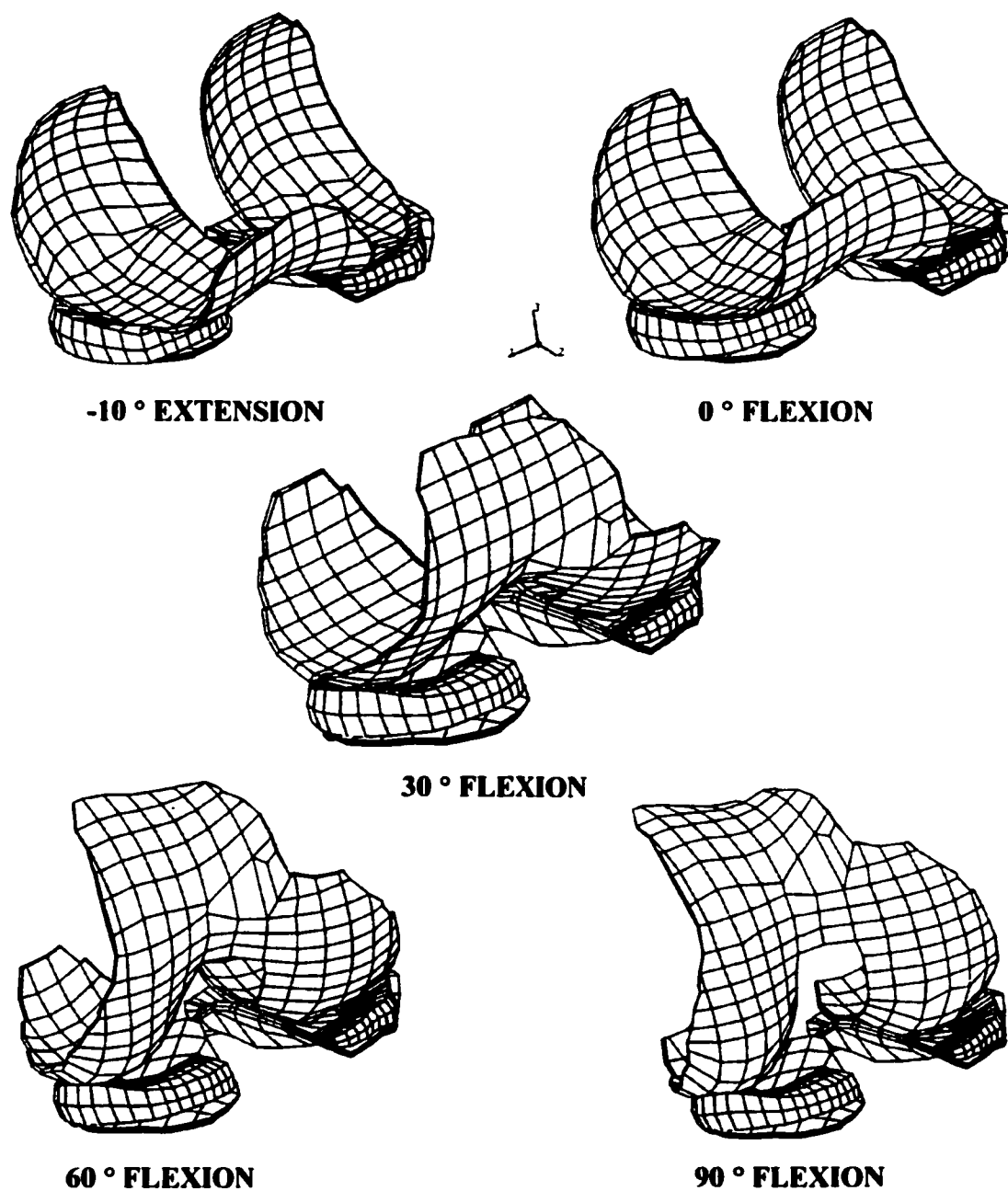


Figure 3.6: Deformed configurations of the joint for the reference intact case (see Table 2.1) at various flexion-extension angles (bony elements are not shown).

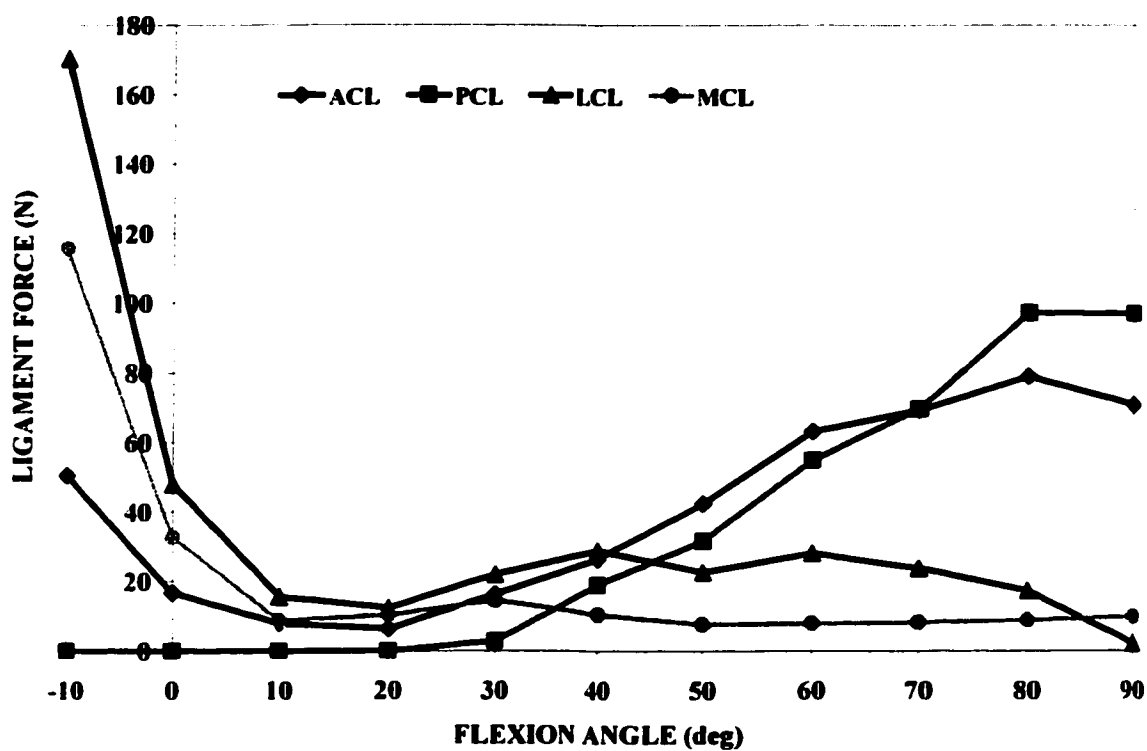


Figure 3.7: Predicted variation of total tensile forces in ligaments with flexion-extension angle for the reference intact case (see Table 2.1).

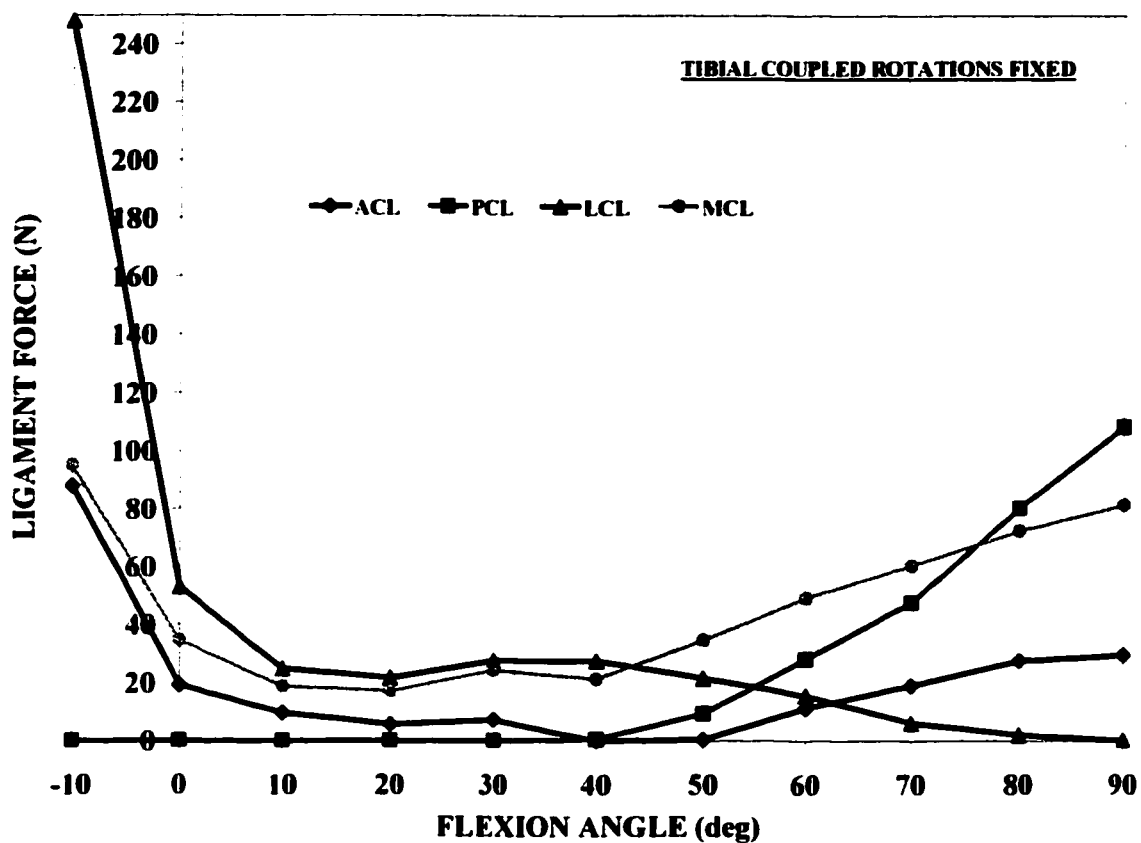


Figure 3.8: Predicted variation of total tensile forces in ligaments with flexion-extension angle for the intact joint with fixed tibial coupled rotations.

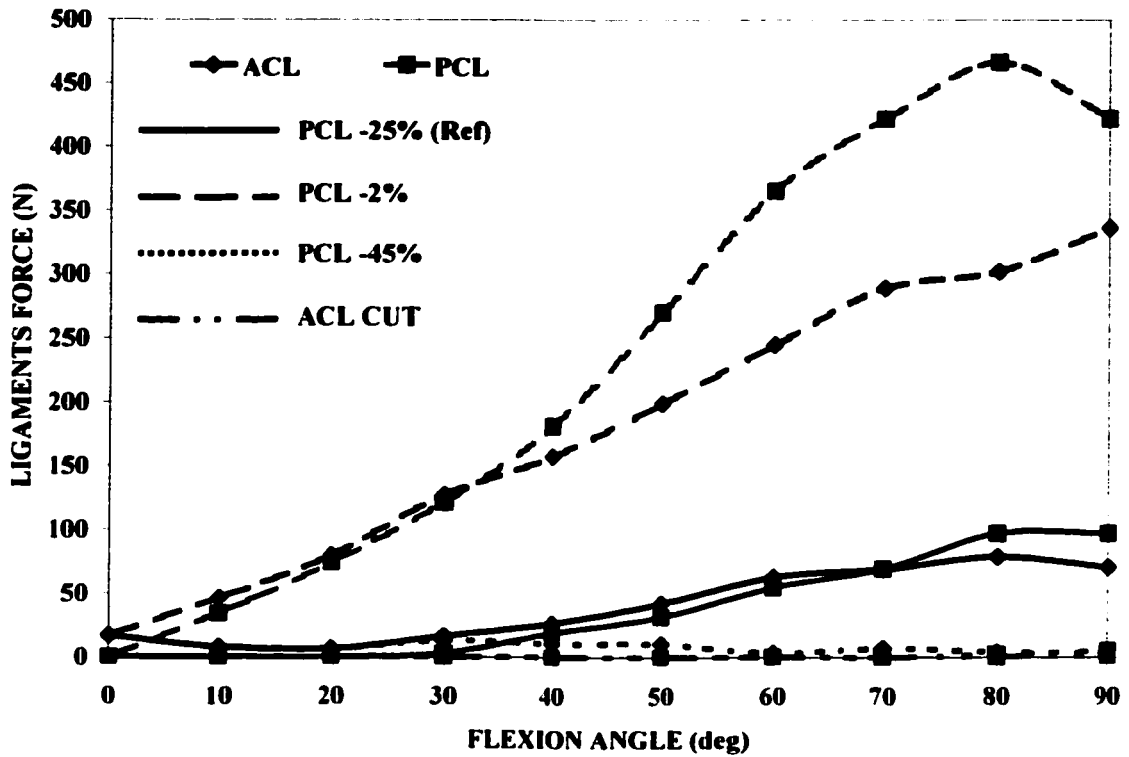


Figure 3.9: Predicted forces in the cruciate ligaments as a function of joint flexion angle for ACL-deficient joint and different PCL initial strain values.

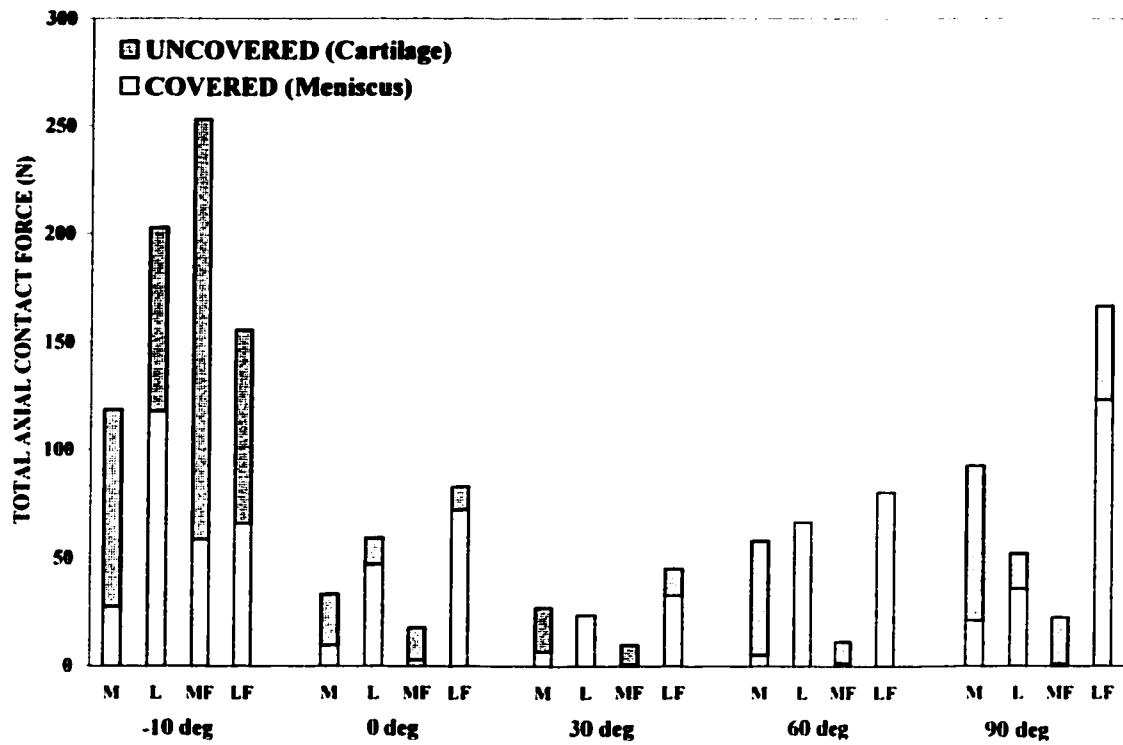


Figure 3.10: Computed total axial contact forces on the medial (M) and lateral (L) tibial plateaus in the intact joint with unconstrained and fixed (F) tibial coupled rotations given for both the cartilage-cartilage (i.e., uncovered) and meniscus-cartilage (i.e., covered) areas.

CHAPITRE IV

BIOMECHANICS OF PASSIVE KNEE JOINT IN DRAWER: LOAD TRANSMISSION IN INTACT AND ACL-DEFICIENT JOINTS

Sommaire

Un modèle élasto-statique non-linéaire 3-D d'éléments finis de l'articulation fémoro-tibiale constitué de deux structures osseuses (tibia, fémur) et leurs cartilages articulaires, de ménisques et de quatre ligaments principaux (deux croisés, deux latéraux) a été utilisé pour déterminer la réponse détaillée de l'articulation sous une charge fémorale postérieure de 100 N entre 0° et 90° de flexion. Les conditions aux rives ont été bien choisies de façon à préserver la stabilité et la mobilité libre de l'articulation durant les mouvements. Les résultats ont montré que, dans un genou intact, le ligament croisé antérieur (LCA) est la principale résistance face à un mouvement de translation postérieure du fémur par rapport au tibia à différents angles de flexion et que sa rupture a entraîné une augmentation considérable des laxités associées. En flexion nulle et en absence du LCA, les forces dans les ligaments latéraux interne et externe (LLI, LLE) ont augmenté de façon significative lors de l'application progressive des 100N mais ont diminué par contre au cours de la flexion du genou. De plus en absence du LCA, et pour des angles de flexion allant jusqu'à 30°, le côté médial de l'articulation

du genou, notamment le ménisque médial, a été soumis à de très grandes forces et contraintes. Le couplage entre la rupture du LCA et les charges excessives du ménisque médial devrait être pris en considération lors de la restauration du joint suite à des lésions aux composants.

4.1 Abstract

A non-linear 3D finite element model of the passive human tibiofemoral knee joint consisting of two bony structures and their articular cartilage layers, menisci, and four principal ligaments was used to investigate the detailed response of the unconstrained joint under up to 100N posterior femoral force at different flexion angles from 0° to 90°. The analysis was repeated after the transection of the ACL. The boundary conditions were selected to assure a stable and unconstrained response of the joint throughout the range of motion. The results indicated the ACL as the primary structure to resist the drawer load throughout the range of flexion considered and that the joint primary and coupled laxities substantially increased in its absence. At full extension under drawer, forces in collateral ligaments increased significantly resulting in larger overall contact forces as the ACL was transected. In the ACL-deficient joint, such large forces in collateral ligaments, however, diminished as flexion angle varied from 0° to 90°. At full extension or flexion angles up to ~30°, the medial meniscus and adjacent medial tibial and femoral cartilage layers were subjected to substantially larger loads and stresses following the transection of the ACL. Adequate consideration of such couplings is important in avoiding further damage to joint structures subsequent to an injury and restoring adequate function following injuries to primary components.

Key words: Knee joint, Biomechanics, Flexion angle, Drawer load, Finite element analysis

4.2 Introduction

Adequate understanding of functional biomechanics of the human knee joints is critical in assessment and improvement of current prevention, evaluation and treatment procedures of the related disorders and injuries. The anterior cruciate ligament (ACL) normal function, injury, diagnostic and replacement have remained controversial despite the very high incidence of ACL rupture and replacement [1] as well as considerable research efforts reported in this field. Similar situation holds true with regard also to the other components of the joint such as menisci. The complexities in the joint structure and response (e.g., coupling between components) in addition to the joint musculature altogether make attempts to delineate the joint biomechanics ever more cumbersome. The individual role of each element in overall response of the joint can substantially alter not only with changes in the boundary conditions, flexion angle, load magnitudes and load combinations but also in the event of an injury to or an alteration in another primary component. Our earlier model studies have demonstrated such couplings, for example, between the ACL and medial meniscus in the joint at full extension under horizontal forces suggesting a greater mechanical importance for the medial meniscus following an ACL deficiency [2].

Extensive research has been conducted to evaluate the function of ligaments and menisci in the knee joint response under drawer loads. It is commonly recognised that the ACL is the principal structure in restraining anterior tibial translation under anterior

tibial loads. In doing so, the tensile force in the ACL could even exceed the applied horizontal load [2-6]. This role of the anterior cruciate ligament has been confirmed at different flexion angles using different methods; modelling [2,7-9], strain measurements [10-11], force measurements [3-4,12-18] or measurement of changes in the joint response following transection of the ACL. Clinical studies have also indicated the absence of the ACL as a risk factor for the survival of the menisci as well as the development and acceleration of the joint osteoarthritis [2,5,19-23].

Due to inherent difficulties in vivo and in vitro measurement studies, the finite element model studies have long been recognised and trusted as reliable complementary means in analysis of human articulations. An advantage of these numerical studies lies in precise control of loading, motions, boundary conditions and structural alterations in parametric studies of the joint response. Moreover, the ligament forces, contact forces/areas and cartilage stresses are invaluable output results of such model studies. The accuracy in predictions naturally depends directly on assumptions made in the model. An elastostatic model study of the knee joint should consider basic features such as complex 3D geometry of the joint and articular surfaces, composite menisci, articular cartilage layers, articulations between menisci and cartilage layers with large relative displacements, ligaments with initial strains and material/geometric nonlinearities.

The existing numerical models reported in the literature have often neglected a number of the foregoing essential features of the system [2,8-9,24-28]. Some of the most

complex elastostatic models of the passive tibiofemoral joint reported in the literature so far are the ones by Benjaballah et al. [2,24-25,27], Donahue [26] and Li et al. [28]. The first model was extensively analysed and validated for the tibiofemoral joint in full extension subjected to axial compression forces [24], varus-valgus moments [25], external-internal torques [27] and anterior-posterior horizontal forces [2]. The Li et al. [28] tibiofemoral model was analysed in full extension under axial compressive load in order to evaluate the effect of changes in cartilage thickness and material properties on contact stresses. Each meniscus was, however, simplified by three compressive springs with equivalent properties. As for the model of Donahue et al. [26], it was applied to study the response at full extension in axial compression for different boundary conditions and bone representations.

The current model study, as a continuation of our earlier works [2,24-25,27,29], is designed to investigate the detailed passive response of the fully unconstrained tibiofemoral joint under up to 100N posterior femoral force at different flexion angles varying from 0° to 90°. The analysis is repeated after the transection of the ACL in order to investigate the alterations in mechanism of load transfer and in the relative role of various components in an ACL-deficient joint. Apart from the analysis of joint global response, forces in ligaments and contact areas/loads/stresses as a function of applied drawer force and joint flexion angle, the current work also aims to identify the coupling between the ACL and the medial meniscus. It is hypothesised that the relative mechanical role of menisci and, hence, the stresses in underlying and overlying articular

cartilage layers significantly alter as the ACL is transected and that the extent of these alterations depends on the flexion angle. Such changes have important bearings on the condition of the articular cartilage and the success of meniscal transplantation/repair in restoration of the joint normal function following an ACL injury or replacement.

4.3 Methods

4.3.1 Finite Element Model and Material Properties

The finite element model (Figs. 4.1 and 4.2, bony structures not shown) of the passive tibio-femoral joint consists of two bony structures (tibia, femur) and their articular cartilage layers, menisci, and four principal ligaments (collaterals and cruciates). The patella was not taken into account in the present model. The non-linear elastostatic analysis was performed employing an in-house finite element package program [30].

Since the stiffness of the bony structures is much greater than that of the soft tissues, rigid bodies were utilised to simulate the femur and tibia. The tibial articular cartilage layers were represented by 162 8-node solid elements for both medial and lateral regions whereas 244 8-node solid elements were used for the entire femoral articular cartilage. For meniscal tissue, a non-homogeneous composite model of an isotropic matrix of ground substance reinforced by a network of radial and circumferential collagen fibres was considered. Overall, the matrix was represented by

424 8-node solid elements while a total of 1212 spring elements with non-linear properties reinforcing these solid elements were used to model the collagen network in radial and circumferential directions. Moreover, 30 non-linear spring elements were considered to model various ligaments of the tibio-femoral joint (Fig. 4.3): 6 elements for the anterior cruciate ligament (ACL), 6 elements for the posterior cruciate ligament (PCL), 3 elements for lateral collateral ligament (LCL). To take into account the wrapping of the medial collateral ligament (MCL) around the proximal medial bony edge of the tibia as well as the peripheral attachments to the medial meniscus, the MCL was modelled by 5 uniaxial elements for the proximal portion attaching the femur to the medial meniscus, 10 elements for the attachment over the medial meniscus and 5 wrapping elements for the distal portion attaching the meniscus to the tibia and wrapping over the tibia [31].

The mechanical properties of the joint components remained nearly the same as those reported by Bendjaballah et al. [2,24-25], which were originally derived from the data available in the literature [32-33]. In the present model the layers of articular cartilage of tibia and femur were considered homogeneous isotropic with elastic modulus of 12 MPa and Poisson's ratio of 0.45. The matrix of menisci was also assumed isotropic with 10 MPa for elastic modulus and 0.45 for Poisson's ratio. Articulations at the cartilage-cartilage (i.e., uncovered areas) as well as cartilage-meniscus (i.e., covered areas), Fig. 4.4, were simulated in this work using a large displacement frictionless contact algorithm. Each meniscus simultaneously articulates

with the tibial and femoral cartilage layers at its distal and proximal surfaces, respectively. The ligaments exhibit non-linear properties in tension with no compressive resistance (Fig. 4.3). The total initial cross-sectional areas were taken to be 42 mm^2 , 60 mm^2 , 18 mm^2 and 25 mm^2 for the ACL, PCL, LCL and MCL, respectively.

4.3.2 Loading, Boundary Conditions and Parameters Considered

The global three-dimensional motion is characterised by six kinematics parameters, three translations along fixed axes: medial-lateral (along axis '1' in Figs. 4.1 and 4.2), posterior-anterior (along axis '2') and distal-proximal (along axis '3') plus three rotations: flexion-extension (about axis '1'), varus-valgus (about axis '2') and internal-external (about axis '3'). Each analysis was performed in three distinct steps. At the first step, the undeformed joint reference or resting configuration was established by considering the joint response under only the prestrain values in ligaments. The joint was left fully unconstrained except in flexion-extension rotation which was fixed. At the end of this step of the analysis before the application of external loads, the mean initial strains in the four major ligaments, ACL, PCL, LCL and MCL were equal, respectively, to about 0.9%, -22%, 2.5% and 1.8%. These values were chosen similar to those used by Benjaballah et al. [2,24-25], except for the much slackened PCL which was taken due to our earlier prediction of excessive forces in the PCL under horizontal forces [2], our recent analyses of the joint in pure flexion [29] and in accordance with the optimised initial strain values proposed by Blankevoort et al. [7]. The resting joint kinematics at

the end of this pre-strain step is taken as the reference position for the remaining analyses.

Subsequently, the second step was performed in which the femur, while constrained in the flexion-extension rotation, was subjected to a posterior horizontal force reaching up to 100N. The femoral coupled medial-lateral, posterior-anterior and distal-proximal translations were left free. The tibial coupled varus-valgus and external-internal rotations were also left free with the remaining tibial degrees-of-freedom fixed. These conditions assured a stable and unconstrained response of the joint throughout the range of motion. Due to the above proper selection of boundary conditions, the predicted joint response remained independent of the position of the applied horizontal force on the femur. Moreover, the primary posterior laxity was not influenced by the coupled rotations of the femur which were fixed. Finally, at the third step of the analysis, the femur was subjected to incremental flexion rotation varying from 0° to 90° under 100N constant posterior femoral preload. The remaining boundary conditions on primary and coupled motions remained the same as those in the second step. The required sagittal moment for the prescribed flexion rotations were subsequently calculated at each step of the analysis. For this final step of the loading, the computed sagittal moments on the femur required for the prescribed sagittal rotations as well as the posterior femoral translations were naturally dependent on the position of the primary node on the femur used to apply horizontal forces and evaluate displacements.

An additional case was also studied with the ACL transected at the beginning and the three foregoing loading steps were repeated in the absence of the ACL.

4.4 Results

4.4.1 Joint Kinematics

Under femoral posterior forces of up to 100N at constrained 0° flexion angle in the intact knee, the femur translated posteriorly, medially and distally as shown in Fig. 4.5. The maximum primary translation of ~2 mm in the posterior direction was reached at 100N drawer force. The coupled medial and distal laxities remained much smaller. Negligible coupled external and varus rotations ($<1^\circ$) were also computed at the tibia under the 100N femoral posterior force. When the ACL was cut, the tibiofemoral joint became significantly more flexible with ~14 mm femoral posterior laxity at 100N femoral posterior force; ~7 times greater than that at the intact joint (Fig. 4.5). The transection of the ACL influenced the coupled femoral translations and tibial rotations as well. In this case, coupled internal rotations of ~5° were computed at the tibia. Due to the adequate application of boundary conditions, the location of applied force or primary node on the femur would not influence the response and, hence, the computed displacements.

In presence of 100N constant posterior preload, the femur rolled on the tibia posteriorly as the joint flexed to 90° (Fig. 4.6). The computed magnitude of femoral

translations in the sagittal plane during flexion (i.e., third step of loading) naturally depended on the position of the primary node chosen to represent the femur as a rigid body and would, therefore, alter had another node been selected for this purpose. In the ACL deficient knee, the tibiofemoral joint demonstrated much larger femoral posterior laxity than that in the intact joint (Fig. 4.6). The coupled internal rotation at the tibia in the intact joint was also substantially increased in the ACL deficient knee (i.e., increasing to $\sim 18^\circ$ from 7.4° in the intact joint at 90° flexion). The small coupled varus rotation at the tibia in the intact joint was reversed and reached a peak valgus rotation of $\sim 11^\circ$ at 90° flexion as the ACL was transected.

The overall kinematics of the tibiofemoral joint influenced primarily by the femoral posterior translation and flexion as well as tibial internal rotation are evident from the deformed shapes shown in Fig. 4.7 for different drawer forces and joint flexion angles. Since the joint sagittal rotations were prescribed (i.e., combined force-displacement controlled loading), the required sagittal moments (i.e., joint resistant moment) were computed at the end of each step. At full extension (0° flexion), the joint resistance in the intact knee monotonically increased with femoral posterior load reaching 2.2 Nm extension moment at 100N applied posterior force. This resistance, however, substantially increased in the ACL deficient joint to ~ 3.7 Nm extension moment. The foregoing moments varied insignificantly as the joint was subsequently flexed. It is, however, to be noted that the predicted magnitude of resistant moment at

various flexion angles is influenced by the position of the primary node on the femur where the 100N horizontal force is applied.

4.4.2 Load Distribution

As for the forces in ligaments (Fig. 4.8), the ACL was the primary component to resist femoral posterior force at full extension while the PCL remained slack. At 100N applied force at full extension, the ligament forces reached 165 N, 27 N and 31 N, respectively, in the ACL, MCL and LCL. Under 100N posterior preload (Fig. 4.9), the ACL force remained nearly unchanged as the joint flexed to 90° (177N at 90° flexion). The forces in collateral ligaments remained low with the joint flexion. The PCL mechanical role, however, initiated at flexion angles beyond 50° with tensile forces reaching ~76N at the 90° flexion.

At full extension under 100N applied force, forces in collateral ligaments increased significantly as the ACL was cut reaching 145N and 117N, respectively in the MCL and LCL, resisting each nearly the same force as that predicted in the ACL of the intact joint (Fig. 4.8). These forces, however, diminished as the joint was flexed to 90° flexion (Fig. 4.9). Similar to the intact joint, the PCL was also activated at flexion angles beyond 50° when the ACL was cut, but the tensile forces in the ligament remained much smaller than those in the intact joint.

The total contact forces transferred through both medial and lateral plateaus on covered (via menisci) and uncovered (cartilage to cartilage) areas of articulation (Fig. 4.4) were computed for each increment of joint flexion angle and were verified to satisfy the equilibrium of forces on the joint in different anatomical directions. These contact forces are generated primarily due to the tension in joint ligaments; the larger the ligament forces are the larger these contact forces become. In the intact knee, the lateral compartment carried a larger total axial load at full extension when femoral posterior forces up to 100N were applied, and that via primarily the meniscus (Fig. 4.10). These trends were reversed as the flexion angle increased under 100N preload such that the axial load on the medial meniscus was larger than that on the lateral meniscus at 90° flexion. The total compressive load on both plateaus initially decreased at smaller flexion angles but then increased at 90° flexion angle.

In the ACL-deficient joint at full extension under posterior femoral loads up to 100N, the medial compartment carried substantially larger loads via primarily the meniscus. Although the addition of joint flexion diminished the overall total contact forces in the ACL-deficient joint, the axial load on the medial meniscus actually increased at smaller flexion angles <25°. After ~25° of flexion, an upward lift-off (i.e., separation) of an inner part of the medial meniscus on the tibia was observed apparently due to the sliding of the medial meniscus beyond the posterior cartilage boundaries. This was caused by the excessive posterior movement in the femur and, hence, the medial meniscus in the ACL-deficient joint during flexion. The contact forces beyond 20°

flexion are not hence shown in Fig. 10 to avoid the likely effects of this perturbation (local instability) on contact values.

The compressive axial stresses (along axis '3') in the cartilage at the centroid of the upper element layers adjacent to the tibial articular surfaces reached the maximum values of ~0.50 MPa, 0.35 MPa, 0.75 MPa and 0.45 MPa respectively at 0°, 30°, 60° and 90° flexion angles in the intact knee joint under 100N femoral preload, as shown in Fig. 4.11. These stresses occurred on both medial and lateral plateaus. In the ACL-deficient joint, the compressive axial stresses significantly increased on the medial plateau reaching 0.79 MPa at full extension (0° flexion) and 1.27 MPa at 30° flexion under 100N femoral preload. In contrast, the stresses on the lateral plateau of the ACL-deficient joint rapidly diminished with flexion of the joint.

4.5 Discussion

Apart from the analysis of joint global response, the general objective of this study was to predict forces in ligaments and contact areas/loads/stresses at the tibiofemoral joint as a function of applied drawer force and joint flexion angle. In particular, the focus was on the identification of coupling between the ACL and the medial meniscus as the relative mechanical role of menisci and, hence, the stresses in underlying and overlying articular cartilage layers could significantly alter subsequent to an ACL transection. The effect of flexion angle on the extent of such alterations was

also to be determined. To do so, the passive tibiofemoral joint was analysed for three consecutive load steps, once with and once without the ACL. Initially the joint reference configuration was established by applying the pre-strain in ligaments only. It was then followed by the analysis of the joint at full extension under up to 100N posterior force on the femur. At the final step, in presence of 100N posterior drawer preload on the femur, the joint was incrementally flexed from 0° to 90°.

The representation of the femur and tibia as rigid bodies is justified in view of their stiffness relative to the joint soft tissues. The introduction of depth-dependent inhomogeneity and fibre-reinforced properties (e.g., compression-tension differences) in the articular cartilage [34-35], not considered in this study, could improve the stress predictions in the cartilage but would require finer meshes in future studies. Due to lack of data, joint capsule was not modelled in the present study. The role of posterior capsules in the joint response under A-P forces, however, remains unclear [36-40]. Finally, changes in the joint geometry and material properties taken in this study could, as expected, influence the absolute magnitude of predictions but the overall trends and mechanisms would remain the same. The application of the drawer force and flexion rotation both on the femur rather than the tibia may also to some extent influence the results as compared with the cases in which the tibia is loaded or flexed [2].

It is to be emphasised that the manner in which loads/displacements are applied and the components are constrained could greatly influence the results of an

investigation, whether experimental or numerical [2,5,34,41-42]. Proper comparison between the results of various studies, hence, should be done in the light of such dependence. In the current work adequate boundary conditions were used to prevent erroneous displacement computations and undesired (additional) loads while allowing for the fully unconstrained response of the joint. To do so, the femoral translations in all three global anatomic directions along with tibial coupled external-internal and varus-valgus rotations were left free during the entire three distinct steps of the analyses. The femoral flexion angle was initially fixed in the first two steps while applying the pre-strain in ligaments and 100N drawer force on the femur but then left free to follow prescribed rotations from 0° to 90° in the final step.

The computed primary posterior femoral laxity of ~2mm at 100N force at full extension in the intact knee appears to be in the lower range of measurement results reported in the literature. The mean values of anterior tibial laxity under ~100N anterior tibial force at full extension are reported to be between 2 mm and 4 mm [2,9,22,43-44] and 4 mm and 6.7 mm [5,23,37,42,45-46]. When the anterior cruciate force was cut, the tibiofemoral joint became extremely flexible with total laxity computed as high as ~7 times greater than that in intact knee. The current prediction of ~14 mm of posterior femoral laxity under 100N posterior femoral load at full extension is in the range of reported values of 9.6 mm to 14 mm [2,4-5,22-23,45-46]. Since the magnitude of primary horizontal tibial or femoral (depending on the loading set up) laxity computed or measured during joint flexion depends directly on the position of the point used for

such measurement/computation as well as the joint coupled rotations, a meaningful comparison cannot be made without consideration of various details often not available in earlier published reports.

As noted earlier and in agreement with measurements [42], the coupled external-internal rotations could alter depending on the location where the horizontal force is applied on the tibia or on the femur, if proper boundary conditions are not considered. Nevertheless, small tibial internal rotations of 3° to 5° are reported under ~ 100 N tibial anterior drawer [22-23,37,42,46]. The prediction of internal tibial rotation in the intact and ACL-deficient joint increasing with the joint flexion angle is in agreement with measurements [2,23,37,46].

The computed forces in joint ligaments demonstrate that the ACL is the primary structure to resist posterior femoral load at different joint flexion angles, reaching an axial tensile load of 165 N under 100 N drawer load at full extension. The force in the ACL slightly decreases to ~ 140 N with flexion angles up to $\sim 50^{\circ}$. The predicted force in the ACL is in good agreement with measured or computed values of 88N to 162 N reported under ~ 100 N drawer load at full extension [2,4-5,11-13,17,23,47]. The joint flexion has also been reported to decrease the ACL force [15-17,48-49,55]. In the ACL-deficient joint, the collateral ligaments, MCL and LCL, became the primary ligaments to resist the load at different flexion angles. The predicted increase in collateral ligament forces in the ACL-deficient joint is corroborated by

Kanamori et al [23]. The PCL, however, began to play a mechanical role at joint angles $>60^\circ$, more so in the intact joint than in the ACL-deficient one. There appeared to exist a coupling between the cruciate ligaments at joint angles $>50^\circ$ (Fig. 4.9) in which the ACL force reversed its trend and increased as the PCL started to resist. Similar mechanical interactions between the cruciates were also observed in our earlier studies on the joint subjected to pure flexion [29].

Tensile forces in ligaments cause a substantial compression penalty on tibiofemoral plateaus even in absence of an externally applied axial compression. This compression penalty considerably increased in the ACL-deficient joint due to the much larger forces in collateral ligaments caused by greater joint laxity. Due to their orientation, collateral ligaments are evidently mechanically less efficient in resisting horizontal forces than cruciate ligaments are and, hence, develop larger forces under identical applied external force (though at much greater joint laxity). Under 100N drawer load at full extension, the transection of the ACL markedly increased the axial load on the medial plateau by $>100\%$ with the load transmitted primarily through the medial meniscus (Fig 4.10). As the joint flexed, the total contact load on both plateaus gradually diminished at smaller flexion angles in both the intact and ACL-deficient joints. In contrast, the total compression force on the medial meniscus was further increased in the ACL-deficient knee at smaller flexion angles $<\sim 30^\circ$. It is, therefore, clear that the absence of the ACL substantially increases the load on the medial meniscus in the joint under horizontal loads at full extension as well as small flexion

angles. This is a clear demonstration of coupling between various primary components where the absence of one markedly alters the relative role of the rest in supporting the load.

Careful study of deformed configurations of the joint demonstrated a local lift-off and separation from the underlying tibial cartilage in an area on the inner posterior half of the medial meniscus after $\sim 25^\circ$ of flexion in the ACL-deficient joint. This local instability was apparently due to the large posterior translation of the femur and the medial meniscus resulting in extension and tipping of the posterior distal edge of the meniscus beyond the tibial cartilage boundaries. Butler et al. [36] reported the iliotibial tract band, mid-medial and mid-lateral capsules as secondary restraints to anterior drawer in the absence of the ACL. In contrast, however, the mechanical roles of the joint capsule and the popliteal tendon have been questioned [36-37,45]. The mechanical role of such tissues which were not simulated in our model depends on their tightness, attachments and mechanical properties for which little data are yet available. Due to the foregoing predicted local instability of the medial meniscus in the ACL-deficient joint at $>25^\circ$ flexion and its likely effect on local stresses, the load distribution on the tibial plateau at larger flexion angles were not presented in Fig. 4.11. The results at larger flexion angles, however, indicated the same trends in which the load on both compartments continued to diminish with the medial plateau remaining as the sole region of contact at larger flexion angles (due to the internal rotation of the tibia). The predicted excessive posterior shift in the medial meniscus in the ACL-deficient joint, if

not prevented by active muscle compensatory actions, likely increases the risk of meniscal rupture in presence of compression force or other modes of loading.

In a previous study of the joint under drawer loads at full extension [2], in contrast to the lateral meniscectomy, the unilateral medial meniscectomy was found to drastically alter the joint global response (primary and coupled laxities) and increase stresses in articular cartilage on the lateral plateau. The medial meniscus has been recognised as an important structure in the ACL-deficient knee [2,5,22-23]. The detrimental effects of meniscectomy in altering joint mechanics and causing degenerative arthritis in articular cartilage has been documented by many clinical reports [50-54]. The additional load predicted on the medial meniscus following ACL transection and the subsequent increase in stresses in underlying and overlying cartilage layers, therefore, indicate that an adequate replacement of the ACL following an injury could decrease the risk of damage to remaining intact structures such as the medial meniscus and articular cartilage. It could also increase the chance of success of meniscus transplantation in restoring the normal joint function.

In conclusion, this is a first reported application of a realistic non-linear model of the tibiofemoral joint, including the menisci and cartilage layers, to the unconstrained analysis of the tibiofemoral joint under 100N femoral posterior load and 0° to 90° flexion. The results of this study suggest that the ACL is the primary ligament to resist the load throughout the range of flexion considered and that the joint primary and

coupled laxities could substantially increase in its absence. In the ACL-deficient knee, the total contact loads at smaller joint angles markedly increase. At smaller flexion angles up to $\sim 30^\circ$, the medial meniscus and adjacent cartilage layers experience substantially larger stresses as the ACL is transected. Adequate consideration of such couplings is important in preventing injury to joint structures, avoiding further damage subsequent to an injury and restoring adequate function following injuries to primary components.

4.6 Acknowledgment

The work is supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC-Canada) and the Fonds pour la Formation de Chercheurs et l'Aide à la Recherche (FCAR-Québec). The earlier efforts of M.Z. Benjaballah in the development of the model are also greatly acknowledged.

4.7 References

- [1] Frank CB, Jackson DW, (1997), "The science of reconstruction of anterior cruciate ligament", J Bone Jt Surg, 79-A, No 1, 1556-1576.
- [2] Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, and Zukor DJ (1998), "Biomechanics response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces", Clinical Biomech., 13, 625-633.
- [3] Takai S, Woo S L-Y, Livesay GA, Adams DJ, Fu FH, (1993), "Determination of in-situ loads on the human anterior cruciate ligament" J Orthopaedic Res., Vol.11, No5, 686-695.
- [4] Sakane M, Fox RJ, Woo SL-Y, Livesay GA, Li G, Fu FH, (1997), "In-situ forces in the anterior cruciate ligaments and its bundles in response to anterior tibial load", J Orthopaedic Res., Vol. 15, No2, 285-293.
- [5] Woo SL-Y, Ross JF, Masataka S, Glen AL, (1998), "Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics", The Knee, 5, 267-288.
- [6] Li G, Rudy TW, Allen CR, Sakane M, Woo SL-Y, (1998), "Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate ligament: A porcine study ", J Orthopaedic Res., Vol. 16, No1, 122-127.
- [7] Blankevoort L, Huiskes R, (1996), "Validation of a three-dimensional model of the knee", J Biomech., 29, (7), 955-961.

- [8] Mommersteeg TJA, Huiskes R, Blankevoort L, Kooloos JGM, Kauer JMG, Maathuis PGM (1996), "A global verification study of a quasi-static knee model with multi-bundle ligaments", *J Biomech.*, 29, (12), 1659-1664.
- [9] Mommersteeg TJA, Huiskes R, Blankevoort L, Kooloos JGM, Kauer JMG, (1997), "An inverse dynamics approach to determine the restraining function of human knee ligament bundles", *J Biomech.*, 30, (2), 139-146.
- [10] Bach JM, Hull ML, Patterson HA, (1997), "Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament ". *J Biomech.*, 30, (3), 281-283.
- [11] Markolf KL, Willems MJ, Jackson SR, Finerman GAM. (1998), "In situ calibration of miniature sensors implanted into the anterior cruciate ligament – Part 1: Strain measurements", *J Orthop. Res.*, Vol. 16, No. 4, 465-463.
- [12] Fujie H, Mabuchi K, Itoman M, Tsukamoto Y, Livesay GA, Woo S L-Y, Sakada T, Ikeuchi K, (1995), "The use of a robotic system for study of joint biomechanics: in-situ force in the human anterior cruciate ligament" *BED-Vol.31, Advances in Bioengineering, ASME 1995*, 219-220.
- [13] Fujie H, Livesay GA, Woo S L-Y, Kashiwagushi S, Blomstrom G, (1995), "The use of a universal force-moment sensor to determine in-situ force in ligaments" *J Biomech Eng.*, 117, (2), 1-7.
- [14] Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC, (1976), "Stiffness and laxity of the knee – The contributions of the supporting structures", *J Bone Jt Surgery*, 58A, 583-594.

- [15] Markolf KL, Gorek JF, Kabo M, Shapiro MM, Finerman GAM, (1990), "Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament", J Bone Jt Surgery, 72A, 4, 557- 567.
- [16] Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Cha CH, Finerman GAM, Saluterbeck JL, (1996), "Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patella ligament allograft". J Bone Jt Surgery. 78A, 1728- 1734.
- [17] Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GAM, Saluterbeck JL, (1995), "Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces ", J Orthop. Res., Vol. 13, No. 6, 930-935.
- [18] Wascher DC, Markolf KL, Shapiro MM, Finerman GAM, (1993). "Direct in vivo measurement of forces in the cruciate ligaments", J Bone Jt Surgery, 75A, 3, 377- 386.
- [19] Adams ME, Pelletier J, (1988), "Canine anterior ligament transaction model of osteoarthritis", CRC Handbook of Animal Models for the Rheumatic Diseases, Vol.2, Eds. Greenwald, RA, and Diamond, HS, pp 57-81, CRS Press Inc., Boca Raton, Florida.
- [20] Levy IM, Torizilli PA, Warren RF, (1982), "The effect of medial meniscectomy on anterior-posterior motion of the knee", J Bone Jt Surg, 64A, 883-888
- [21] Shoemaker SC and Markolf KL (1986), "Role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee: effects of partial versus total meniscectomy", J Bone Jt Surgery, 63A, 71- 79.

- [22] Allen CR, Wong EK, Livesay GA, Sakane M, Fu FH, Woo SL-Y, (2000), "Importance of medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee", J Orthopaedic Res., Vol. 18, No1, 109-115.
- [23] Kanamori A, Sakane M, Zeminski J, Rudy TW, Woo S L-Y (2000), "In-situ force in medial and lateral structures of intact and ACL-deficient knees" Journal of Orthopaedic Science, 5,567-571.
- [24] Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, and Zukor DJ (1995), "Biomechanics of the human knee joint in compression: Reconstruction, mesh generation and finite element analysis". The Knee, 2 (2) 69-79.
- [25] Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, and Zukor DJ (1997), "Finite element analysis of the human knee joint in varus-valgus", Clinical Biomech. 12 (3), 139-148.
- [26] Donahue TD, Hull MH, Rashid MM, Jacobs CR, (2000), "Finite element model of the human knee joint to study tibio-femoral contact mechanics". BED-Vol. 28, Advances in Bioengineering, 155-156
- [27] Jilani A., Shirazi-Adl A, Bendjaballah MZ, (1997), "Biomechanics of the human tibio-femoral joint in axial rotation", The Knee, 4, 203-213.
- [28] Li G, Lopez O, Rubash H (2001), "Variability of three-dimensional finite element model reconstructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis", J Biomech Eng. 123, 341-346.
- [29] Moglo K, Shirazi-Adl A, (2001), "Response analysis of tibiofemoral joint in passive flexion-extension ", Submitted to Clinical Biomechanics, October, 2001

- [30] Shirazi-Adl A, (1994), "Analysis of role of bone compliance in mechanics of a lumbar motion segment", *J Biomech Eng* 116, 408-412.
- [31] Shirazi-Adl A, (1989), "Nonlinear finite element analysis of wrapping uniaxial elements", *Computer & Structures*, Vol. 32, No 1, 119-123.
- [32] Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Zernicke RF, Brackett K, (1984), "Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia", *J Biomech.*, 17, 579-596.
- [33] Harner CD, Vogrin TM, Woo SLY, (2001), "Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament". in *The posterior cruciate ligament injuries of* Fanelli GC, ed. Springer
- [34] Li LP, Buschmann MD, Shirazi-Adl A. (2000), "A fibril reinforced nonhomogeneous poroelastic model for articular cartilage: inhomogeneous response in unconfined compression", *J Biomech.*, 33, 1533-1541.
- [35] Li LP, Soulhat J, Buschmann MD, Shirazi-Adl A, (1999). "Nonlinear analysis of cartilage in unconfined ramp compression using a fibril reinforced poroelastic model", *Clinical Biomech.* 14, 673-682.
- [36] Butler DL, Noyes FR, Grood ES, (1980), "Ligament restraints to anterior-posterior drawer in the human knee", *J Bone Jt Surg*, 62-A, No 2, 259-270.
- [37] Gollehon DL, Torizilli PA, Warren RF, (1987), "The role of posterolateral and cruciate in the stability of human knee", *J Bone Jt Surg*, 69-A, 233-242.

- [38] Piziali RL, Rastegar J, Nagel DA, Schurman DJ. (1980), "The contribution of cruciate ligaments of the load-displacement characteristics of human knee joint", *J Biomech Eng* 102, 277-283.
- [39] Piziali RL, Seering WP, Nagel DA, Schurman DJ. (1980), "The function of the primary ligaments of the knee in anterior-posterior and medial-lateral motions", *J Biomech*, 13, 777-784.
- [40] Race A, Amis AA (1996), "Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: An analysis of bundle function in A-P drawer", *J Biomech*, 29, 873-879.
- [41] Sullivan D, Levy IM, Sheskier S, Torizilli PA, Warren RF. (1984), " Medial restraints to anterior-posterior motion of the knee", *J Bone Jt Surg*, 66A, 930-936.
- [42] Rudy TW, Sakane M, Debski RE, Woo SL-Y. (2000), "The effect of the point application of anterior tibial loads on human knee kinematics", *Clinical Biomech.*, 33, 1147-1152.
- [43] Höler J, Woo SLY, Zeminski J, Rudy TW, Kanamori A, Livesay GA, Fu FH, (1999), "The effect of tibial position on forces in the ACL and knee kinematics following ACL reconstruction", 45th Annual Meeting, Orthopaedic Res. Soc., Anaheim, California.
- [44] Imran A, O'Connor JJ, (1998), "Control of knee stability after ACL injury or repair: interaction between hamstrings contraction and tibial translation". *Clinical Biomech*, 13(3), 153-162.

- [45] Fukubayashi T, Torizilli PA, Sherman MF, Warren RF, (1982), "An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee", J Bone Jt Surg, 64-A, No2, 258-264.
- [46] Veltri DM, Deng X-H, Torizilli PA, Warren RF, Maynard MJ, (1995), "The role of cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee: a biomechanical study ", American Journal of Sports Medicine, Vol 23, No4, 436-443.
- [47] Zeminski J, Kanamori A, Yagi M, Deski RE, Fu FH, Woo S L-Y, (2000), "A biomechanics evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction in response to rotational loads" BED-Vol.48, Advances in Bioengineering, ASME 2000, 7-8.
- [48] Vahey JW, Draganich LF, (1991), "Tensions in anterior and posterior cruciate ligaments of the knee during passive loading: predicting ligament loads from in situ measurements ", J Orthopaedic Res.,9 (4),529-538.
- [49] Vogrin TM, Zeminski J, Rudy TW, Harner CD, Fischer J, Woo S L-Y (2000), "Function of anterior and posterior cruciate ligaments: effect of age and gender" 46th Annual Meeting, Orthopaedic Res. Soc., Orlando, Floride, 0782.
- [50] Fairbank T (1948), "Knee changes after menisectomy", J Bone Joint Surgery, 30B, 666-670.
- [51] Johnson RJ, Kettlekamp DB, Clark, W et al. (1974), "Factors affecting late results after meniscectomy", J Bone Jt Surg, 56-A, 719-729.
- [52] Jones RE, Smith EC, Reish JS, (1978), "The effect of medial menisectomy in patients older than forty years", J Bone Jt Surg, 60-A, 783.

- [53] Jorgenson V, Sonne-Holm S, Lauridsen F, Rosenklint A, (1987), "Long-term follow-up of menisectomy in athletes: A prospective longitudinal study", J Bone Jt Surg, 69-B, 80-83.
- [54] Wroble RR, Henderson RC, Campion ER et al. (1992), "Menisectomy in children and adolescents – A long-term follow-up study ", Clin. Orth. Rel. Res., 279, 180-189.
- [55] Xerogeanes JW, Fox RJ, Takeda Y, Kim H-S, Ishibashi Y, Carlin DR, Woo SL-Y (1998), "A functional comparison of animal anterior cruciate ligament models to the human anterior cruciate ligament", Annals of Biom. Eng. Vol.26, 345-352.

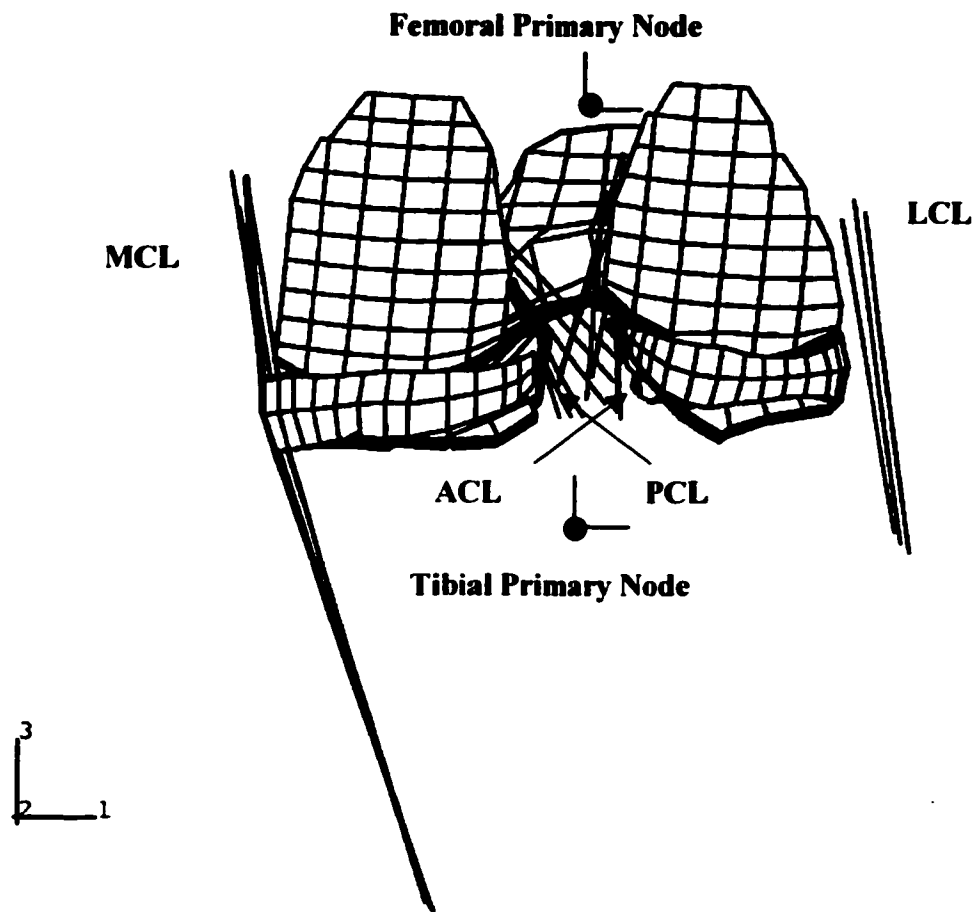


Figure 4.1: A posterior view of the finite element mesh showing soft tissues (menisci, articular cartilage layers and ligaments). The rigid bodies representing femur and tibia are not shown but their primary nodes (i.e., nodes arbitrarily chosen to represent rigid bodies) are indicated.

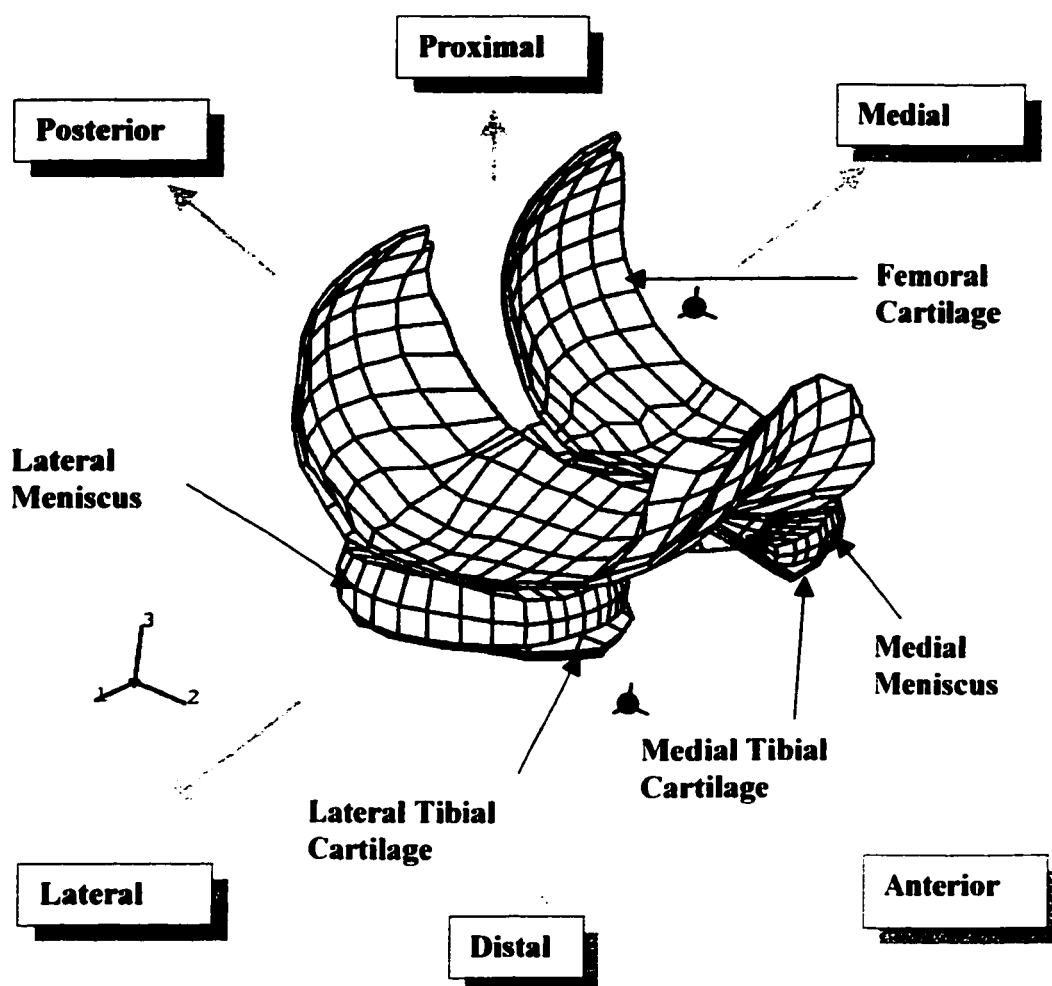


Figure 4.2: An anterolateral view of the finite element mesh of menisci and articular cartilage layers.

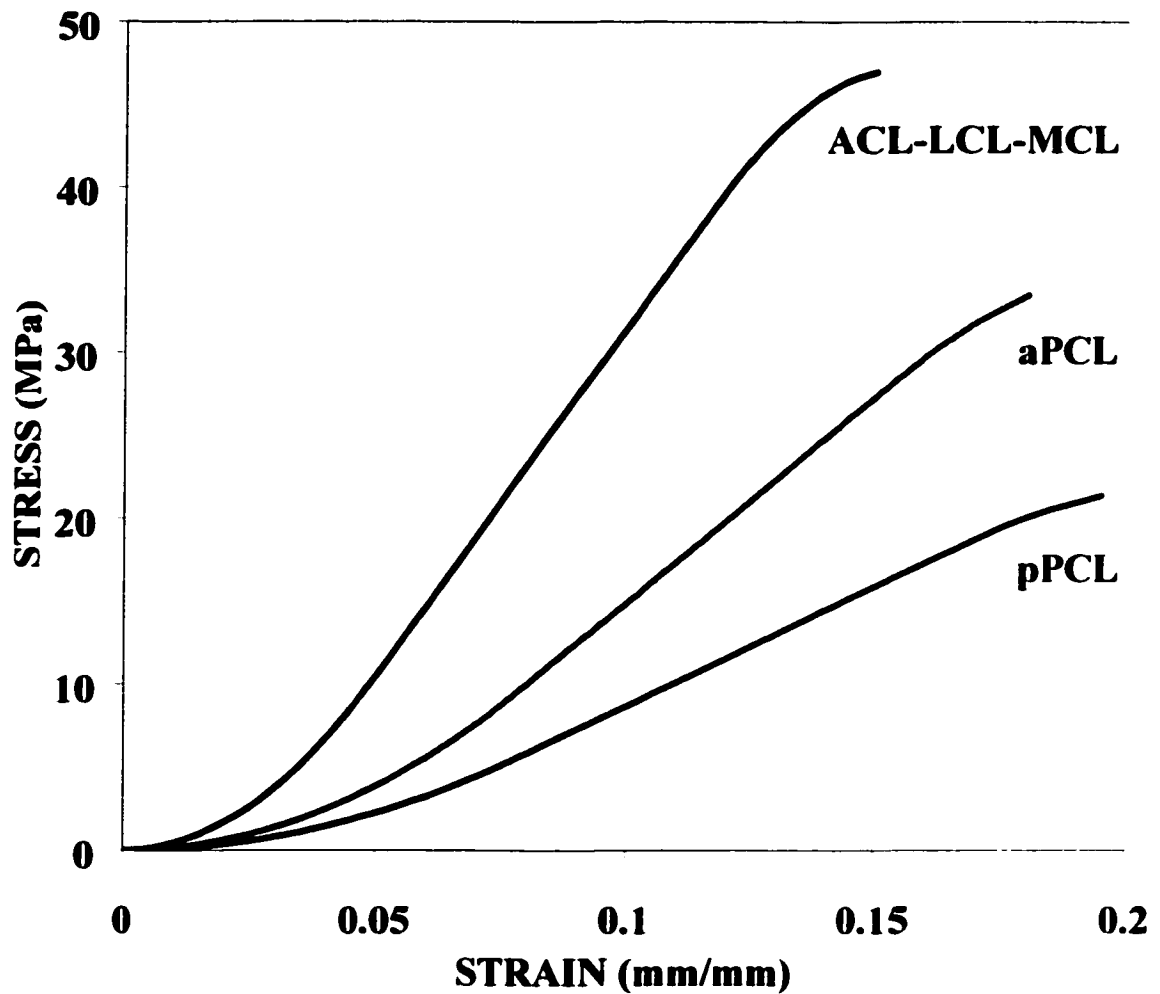


Figure 4.3: Non-linear stress-strain curves taken for different ligaments; ACL: anterior cruciate ligament, aPCL: anteromedial bundle of the posterior cruciate ligament, pPCL: posterolateral bundle of posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament.

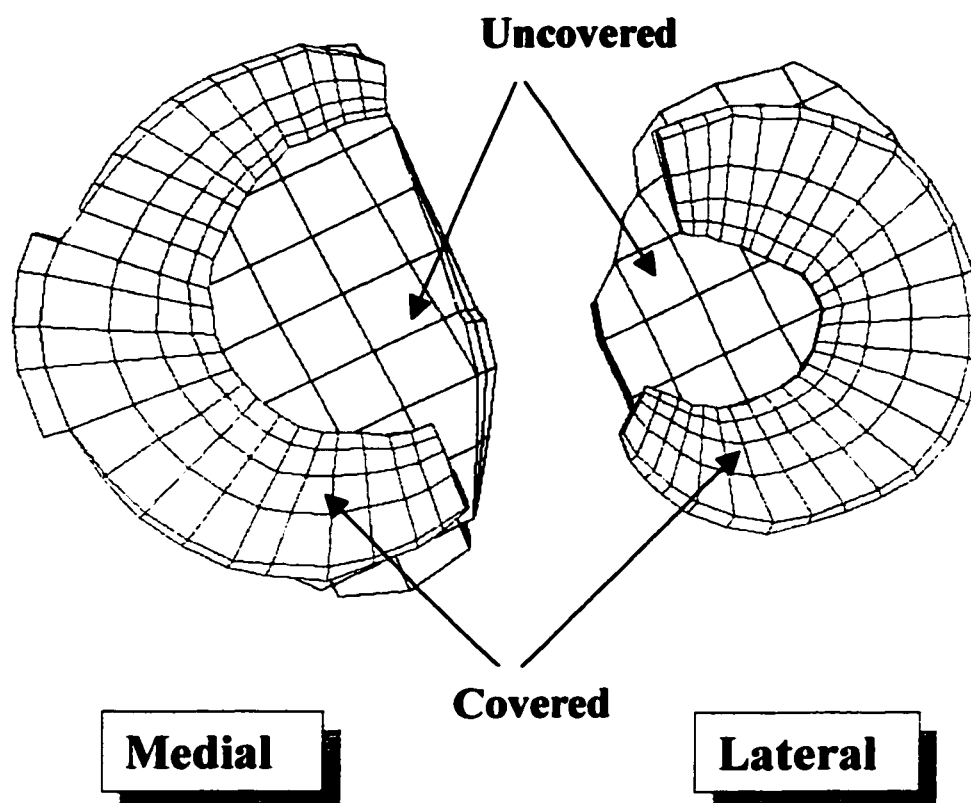


Figure 4.4: Superior view of the tibial articular plateaux showing the covered (via menisci) and uncovered (cartilage-cartilage) potential areas of contact at the undeformed geometry.

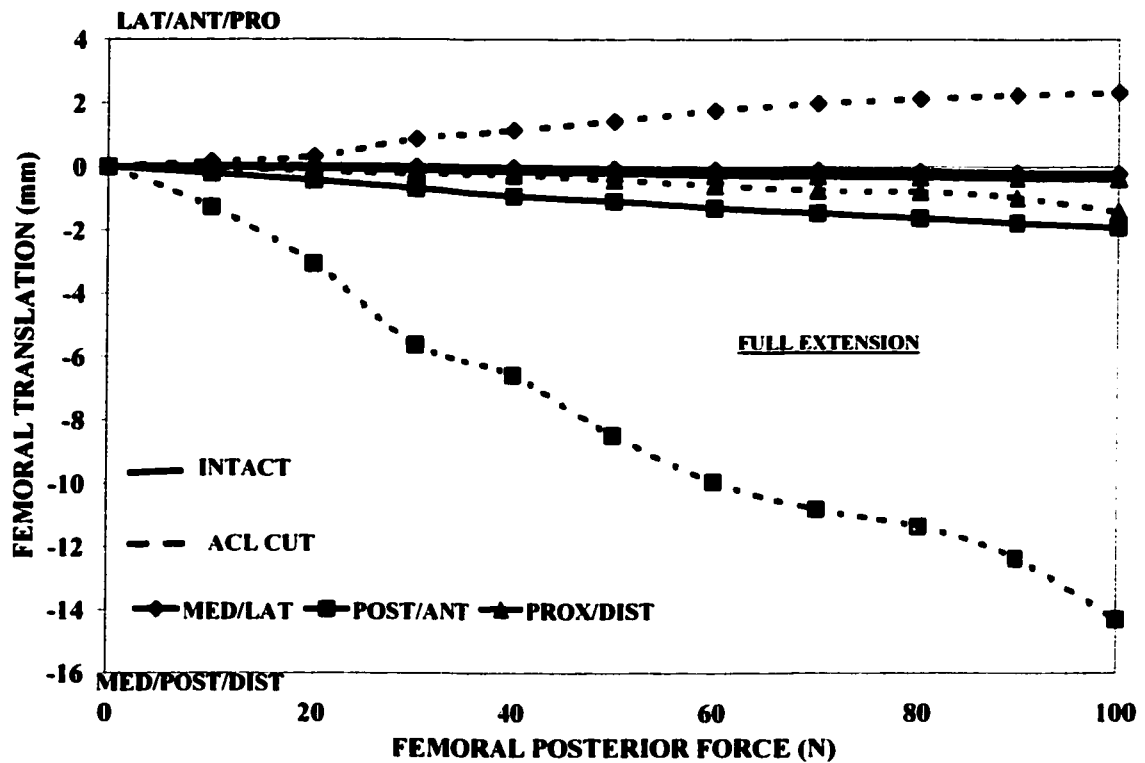


Figure 4.5: Predicted variation of coupled femoral translations for the tibiofemoral joint under up to 100N posterior femoral forces in the intact and ACL-deficient joints.

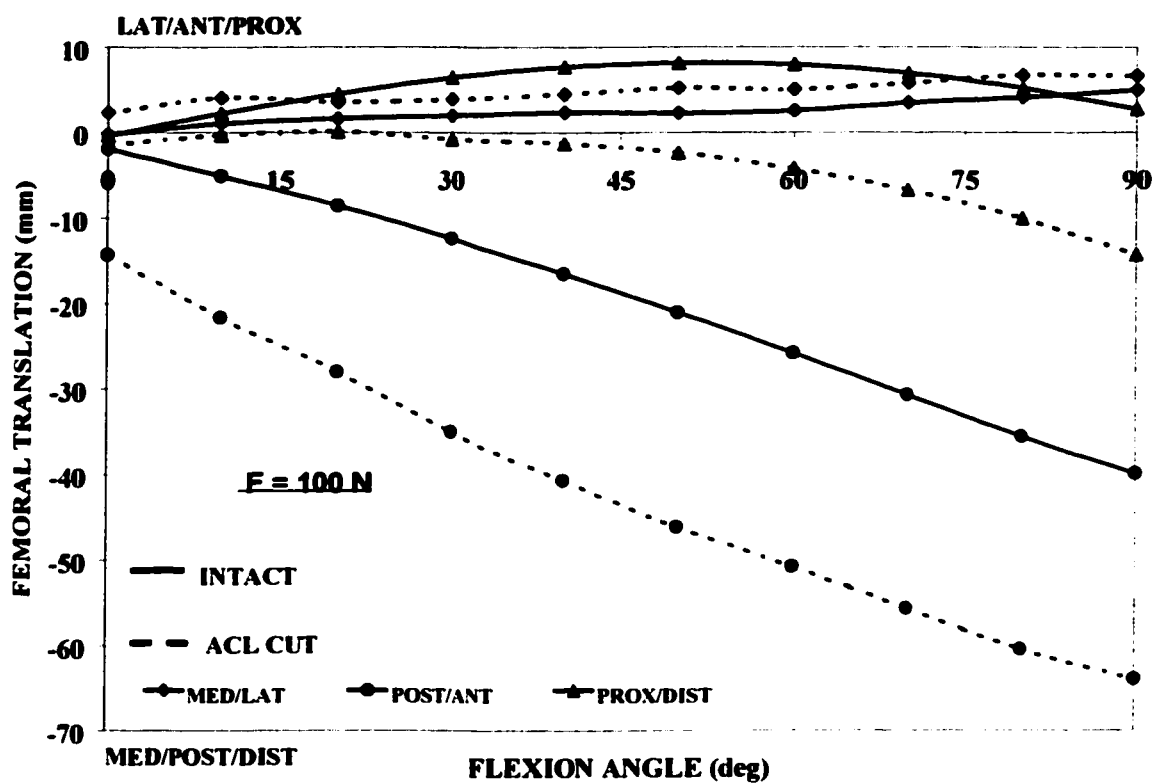


Figure 4.6: Predicted variation of coupled femoral translations for the tibiofemoral joint in flexion under 100N posterior femoral preload in the intact and ACL-deficient joints.

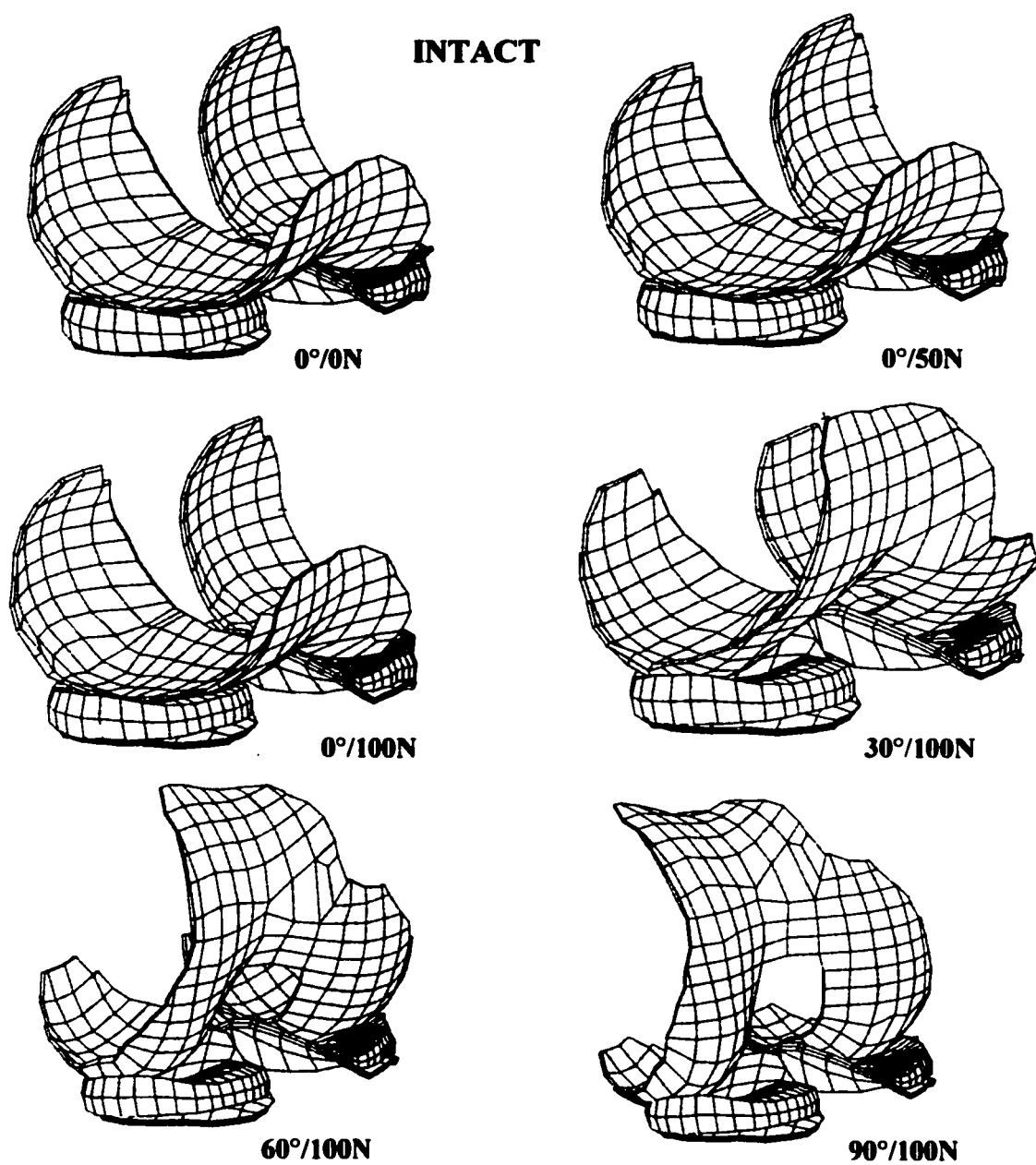


Figure 4.7: The joint deformed configurations (bony elements are not shown) under various flexion angles and loads (flexion angle/load).

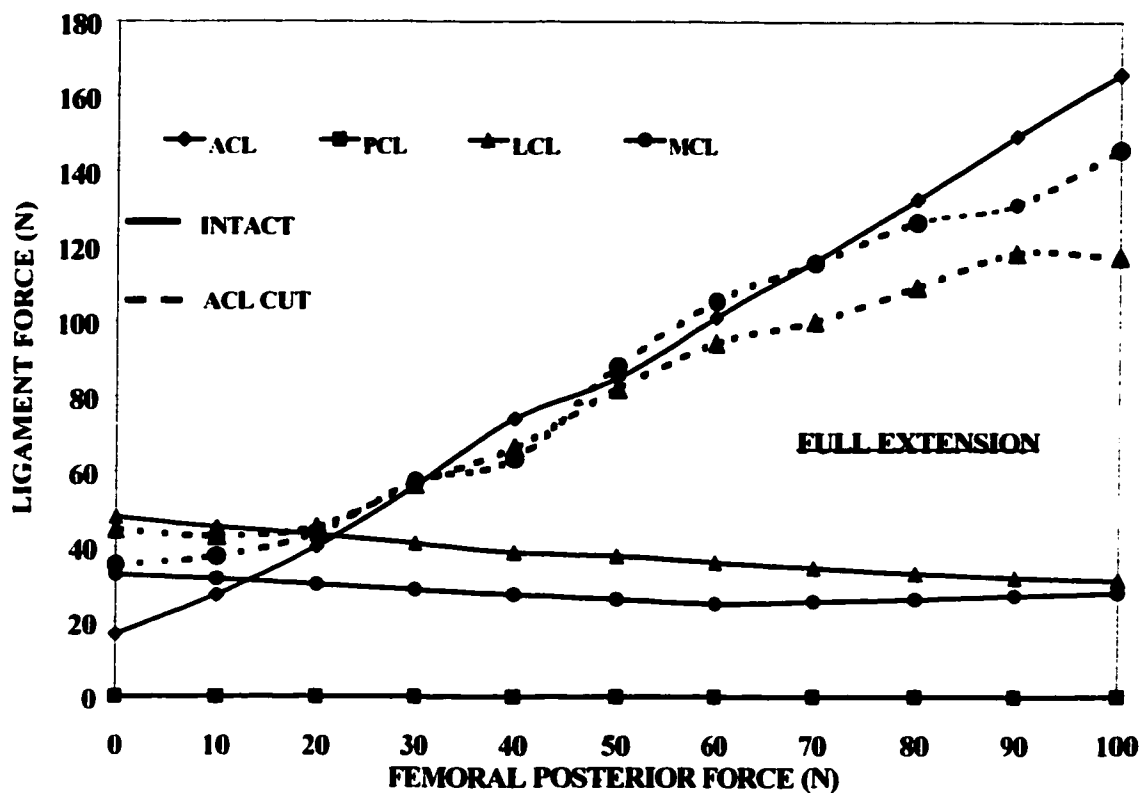


Figure 4.8: Predicted variation of total tensile forces in ligaments with posterior femoral force at full extension in the intact and ACL-deficient joints.

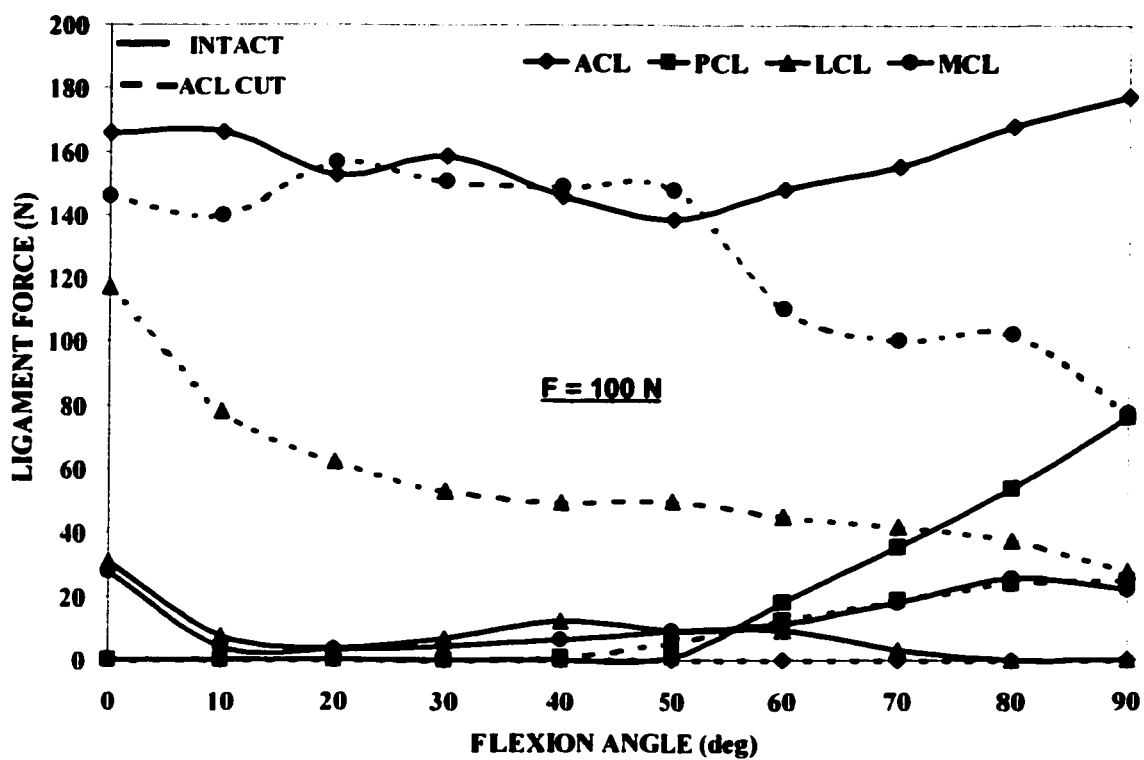


Figure 4.9: Predicted variation of total tensile forces in ligaments with joint flexion angles under 100N posterior femoral preload in the intact and ACL-deficient joints.

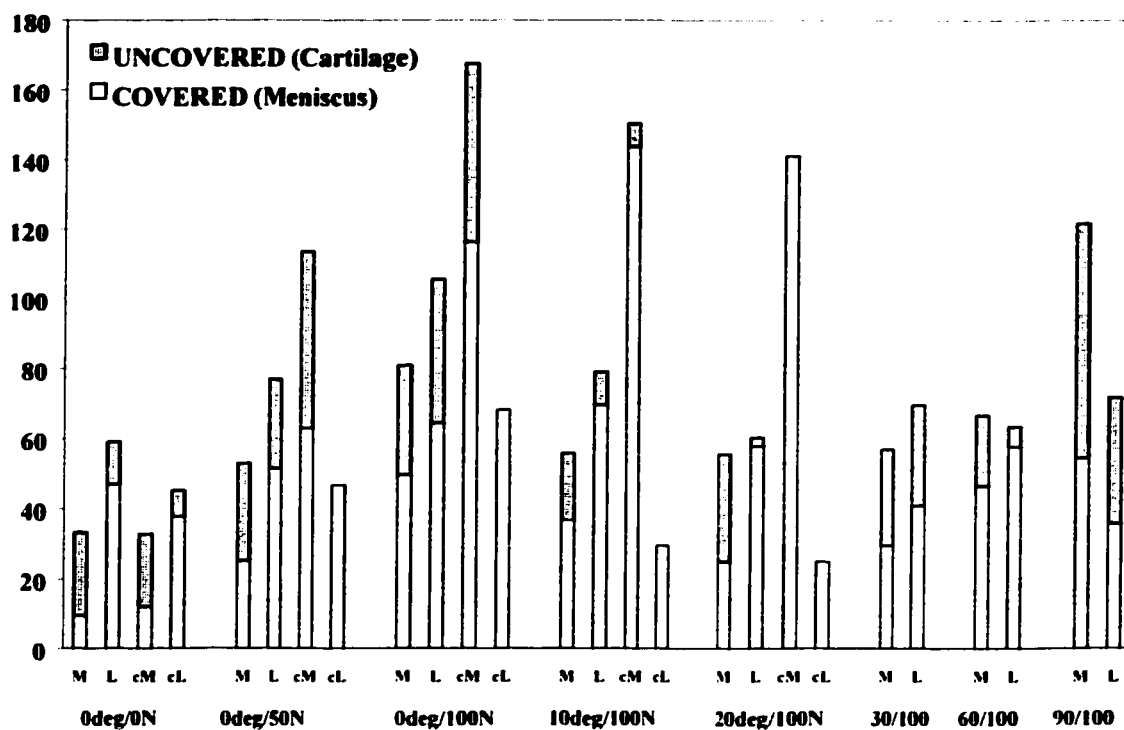


Figure 4.10: Distribution of the total axial contact load (N) on the medial (M) and lateral (L) tibial plateaus of the intact and ACL-deficient (i.e., “c”) joints indicated for both the cartilage-cartilage (i.e., uncovered) and meniscus-cartilage (i.e., covered) areas.

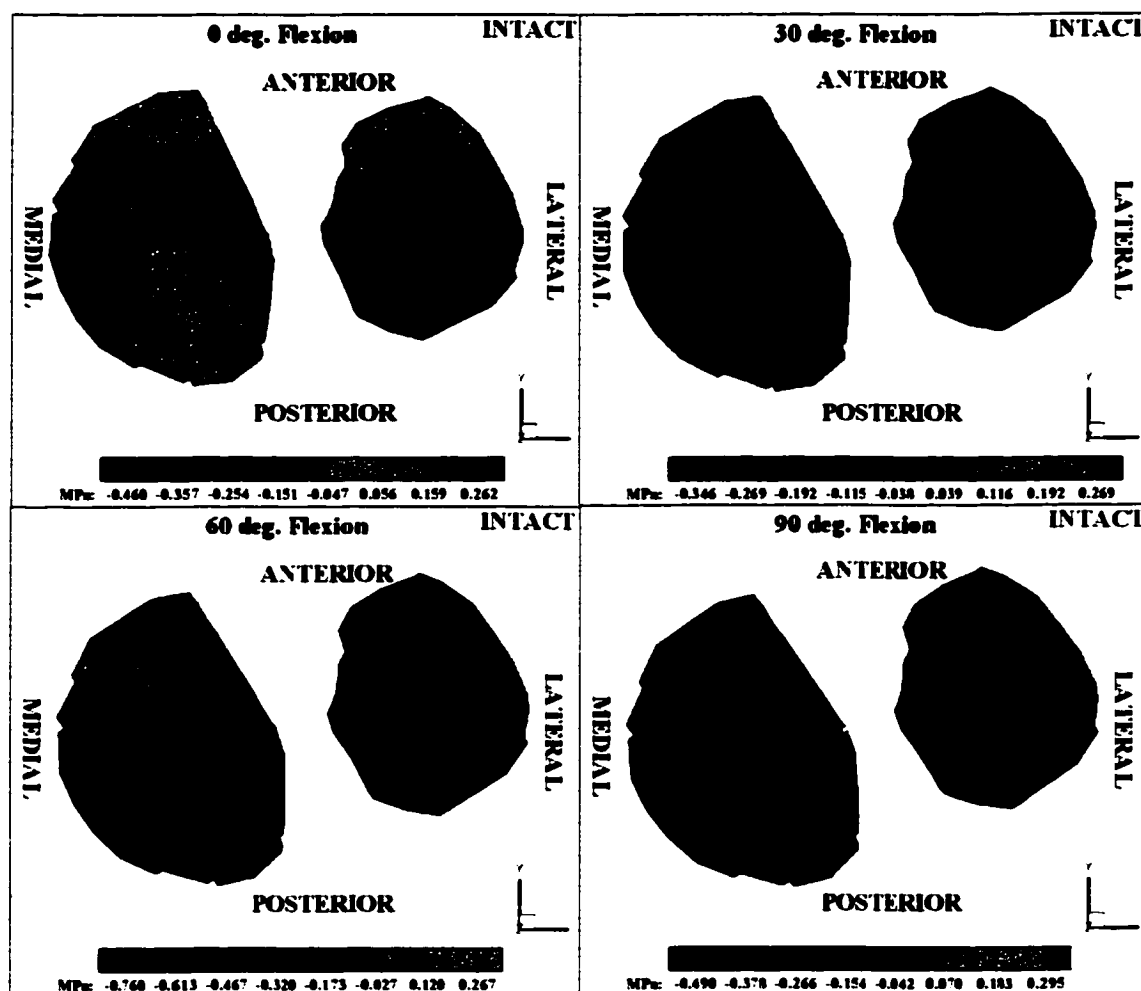


Figure 4.11: Predicted compressive axial stresses (along axis '3') in the tibial cartilage at the centroid of upper elements adjacent to the articular surfaces of intact knee under 100N posterior femoral preload at different flexion angles.

CHAPITRE V

ON THE PCL ROLE AND PCL-ACL COUPLING IN THE KNEE JOINT UNDER ANTERIOR FEMORAL DRAWER: A FINITE ELEMENT STUDY

Sommaire

Pour étudier le rôle biomécanique du ligament croisé postérieur (LCP) et de son couplage avec le ligament croisé antérieur (LCA) dans l'articulation tibio-fémoral sous une force fémorale antérieure et à différents angles de flexion, nous avons utilisé un modèle non-linéaire 3-D validé d'éléments finis constitué de deux structures osseuses (tibia, fémur) et leurs cartilages articulaires, de ménisques et de quatre ligaments principaux (deux croisés, deux latéraux). Sous une force fémorale antérieure de 100 N et à différents angle de flexion allant de 0° à 90°, la cinématique de l'articulation, les forces ligamentaires ainsi que les forces de contact ont été évaluées, tant pour différentes déformations initiales dans le LCP et de sa rupture que pour la combinaison des ruptures LCP-LLE et de la rupture de LCA. Pour un genou intact, les ligaments latéraux (LLI, LLE), aidés des surfaces articulaires, ont généré la résistance face au déplacement antérieur du fémur par rapport au tibia avec une faible contribution de LCP à la flexion nulle. Mais en flexion et sous la charge extérieure de 100N, la force dans le LCP a augmenté considérablement alors que les forces dans les ligaments latéraux ont diminué.

De plus, en absence du ligament croisé postérieur et sous la charge fémorale antérieure de 100 N, les forces des ligaments latéraux ont demeurés presque inchangées durant la flexion du genou. Un couplage remarquable a été observé entre les ligaments croisés (LCA, LCP) de telle sorte qu'un changement de la tension de l'un des ligaments influence considérablement la force dans ces ligaments durant la flexion du joint. Ceci a des conséquences importantes lors de la gestion optimale de l'articulation de genou suite à un dommage.

5.1 Abstract

To investigate the influence of the PCL mechanical conditions and coupling between the ACL and PCL in the knee joint subjected to anterior femoral force at different flexion angles, we used a validated non-linear 3-D finite element model of the human tibiofemoral joint consisting of two bony structures and their articular cartilage layers, menisci, and four principal ligaments. Under 100N anterior femoral load at different flexion angles varying from 0° to 90°, kinematics, forces in ligaments and contact forces in the fully unconstrained joint were computed for different PCL initial strain values, for isolated PCL- or ACL-deficient joint and for combined PCL/LCL-deficient joint. The collateral ligaments along with joint articular surfaces (i.e., menisci and cartilage) were the primary structures to resist the force at full extension under 100N anterior femoral load with a minor contribution from the PCL. With joint flexion up to 90°, however, PCL force substantially increased but LCL/MCL forces diminished. Large collateral forces were computed in the PCL-deficient joint which remained nearly constant throughout the joint flexion up to 90°. A remarkable coupling was found between the PCL and the ACL in flexion; a structural alteration in one of them significantly influenced the mechanical role of both ligaments and not just the one affected. A tauter or stiffer PCL or ACL increased the force in both ligaments while, on the other hand, an excessive laxity or rupture in one diminished forces in both. The implications of predictions of this study in terms of the management of the knee joint ligament injuries are discussed.

5.2 Introduction

The human knee joint is a complex system of articulating bony structures that undergo large loads and large relative displacements during various activities of daily living. The stiffness and stability of the joint is provided by complex interactions between muscles, ligaments and menisci. Individual role of each element in overall response of the joint can substantially alter with structural changes in the other components, boundary conditions, flexion angle, load magnitudes and load combinations. Any injury to primary components such as menisci or ligaments is expected to perturb the joint normal kinematics and kinetics with likelihood to initiate or accelerate joint instability and degeneration. Efficient prevention and treatment procedures of joint injuries, hence, require a sound knowledge of the joint complex functional biomechanics.

Numerous biomechanical studies have been performed with selective transection of ligaments to determine their respective mechanical function under external loads. The majority of these studies have focused on the anterior cruciate ligament (ACL) due to its important mechanical role in the joint stability and degeneration as well as the high frequency of ACL injury and replacement.^{28,33,39,53,59,63,65} In contrast, the posterior cruciate ligament (PCL) has received much less attention regarding its biomechanical role in the knee function because PCL injuries are far less common than ACL injuries. Moreover, PCL biomechanical role is perceived to be relatively less crucial in

maintaining the joint normal function such that an isolated injury to the PCL is often left untreated.³¹ Non-surgical as well as surgical management of PCL injuries have either failed or remained inconsistent.^{20,22,37}

Due to the likely interactions between the ACL and PCL, a PCL deficiency or any inadequate reconstruction of the PCL is expected to also alter the normal role of the ACL and, hence, the response of the entire joint. PCL ruptures, frequently accompanied by damage to the posterolateral structures (LCL, popliteus tendon and posterolateral capsule)^{20,23,45,56,62} and posteromedial capsule,⁵¹ increase posterior tibial translation^{29,51,62} and internal forces in posterolateral and lateral structures.^{23,24,29} Sectioning the PCL and the posterolateral structures have been found to significantly increase patellofemoral pressure and joint contact forces in the medial femoral condyle.^{29,56} PCL role in the tibial posterior drawer (or femoral anterior drawer) has remained yet controversial, being reported in the literature as either primary^{16,46,47}, moderate^{38,49} or minor.³⁷

The finite element model studies have long been recognized and trusted as reliable complementary tools in the analysis of human articulations. An advantage of such numerical studies lies in the precise control of loading, motions, boundary conditions and structural alterations in parametric studies of the joint response. Moreover, the ligament forces, contact forces/areas and cartilage stresses are invaluable output results of such model studies. The accuracy in predictions naturally depends

directly on assumptions made in the model. An elastostatic model study of the knee joint should consider basic features such as the complex 3D geometry of the joint and articular surfaces, composite menisci, articular cartilage layers, articulations between menisci and cartilage layers with large relative displacements, ligaments with initial strains and material/geometric nonlinearities. The existing numerical models reported in the literature have often neglected a number of the foregoing essential features of the system.^{1-3,6,10,25,32,43-44}

In this study, in continuation of our earlier works,^{1-3,25,42} an existing validated 3-D model of the tibiofemoral joint is used to perform a fully unconstrained response analysis of the joint under up to 100N anterior femoral force at different flexion angles varying from 0° to 90°. The analysis is repeated after either the transection of the PCL or an alteration in the PCL initial strain in order to investigate the changes in mechanism of load transfer and in the relative role of other components in the event of a PCL-deficiency, PCL injury or PCL-reconstruction. The effects of combined PCL/LCL-deficiency and isolated ACL-deficiency on the joint response are also studied. It is hypothesized that the effect of an isolated PCL or ACL injury on joint kinematics and kinetics under femoral anterior force could vary depending on the joint flexion angle. Moreover, there could be a significant coupling between the ACL and PCL in that an alteration in one of them would have a considerable direct bearing on the mechanical role of the other, otherwise intact, ligament. Such interactions would emphasize an integral view of the joint rather than one in which each component is treated in isolation;

a consideration which could have important consequences in the efficient management of knee joint ligament injuries towards the goal of a near-normal function for the entire joint.

5.3 Methods

5.3.1 Finite Element Model and Material Properties

The finite element model of the passive tibio-femoral joint consists of two bony structures (tibia, femur) and their articular cartilage layers, menisci, and four principal ligaments (collaterals and cruciates) (Figs. 1 and 2). The non-linear elastostatic analysis was performed employing an in-house finite element package program ⁵⁴.

Since the stiffness of the bony structures is much greater than that of the soft tissues, rigid bodies were utilized to simulate the femur and tibia. The tibial articular cartilage layers were represented by 162 8-node solid elements for both medial and lateral regions whereas 244 8-node solid elements were used for the entire femoral articular cartilage. For the meniscal tissue, in order to represent the measured direction-dependent load-displacement properties, a non-homogeneous composite model of an isotropic matrix of ground substance reinforced by a network of radial and circumferential collagen fibers was considered. Overall, the matrix was represented by 424 8-node solid elements while a total of 1212 spring elements with non-linear properties reinforcing these solid elements were used to model the collagen network in

radial and circumferential directions. Moreover, 30 non-linear spring elements were considered to model various ligaments of the tibio-femoral joint: 6 elements for the anterior cruciate ligament (ACL), 6 elements for the posterior cruciate ligament (PCL) and 3 elements for the lateral collateral ligament (LCL). To take into account the wrapping of the medial collateral ligament (MCL) around the proximal medial bony edge of the tibia as well as the peripheral attachments to the medial meniscus, the MCL was modeled by 5 uniaxial elements for the proximal portion attaching the femur to the medial meniscus, 10 elements for the attachment over the medial meniscus and 5 wrapping elements for the distal portion attaching the meniscus to the tibia and wrapping over the tibia⁵⁵.

The mechanical properties of the joint components remained nearly the same as those reported in our earlier studies^{1-3,25,42}, which were originally derived from the data available in the literature.^{7,20} In the present model the layers of articular cartilage over tibia and femur were considered homogeneous isotropic with elastic modulus of 12 MPa and Poisson's ratio of 0.45. The matrix of menisci (apart from the reinforcing collagen fibers) was also assumed isotropic with 10 MPa for the elastic modulus and 0.45 for the Poisson's ratio. Articulations at the cartilage-cartilage (i.e., uncovered) as well as cartilage-meniscus (i.e., covered) areas, were simulated in this work using a large displacement frictionless contact algorithm. Each meniscus simultaneously articulated with the tibial and femoral cartilage layers at its distal and proximal surfaces, respectively. The joint ligaments exhibited non-linear properties in tension with no

compressive resistance. Total initial cross-sectional areas were taken to be 42 mm², 60 mm², 18 mm² and 25 mm² for the ACL, PCL, LCL and MCL, respectively.

5.3.2 Loading, Boundary Conditions and Parameters Considered

The global three-dimensional motion was characterized by three translations: medial-lateral (along axis '1' in Figs. 1 and 2), posterior-anterior (along axis '2') and distal-proximal (along axis '3') plus three rotations: flexion-extension (about axis '1'), varus-valgus (about axis '2') and internal-external (about axis '3'). Each analysis was performed in three distinct steps. At the first step, the undeformed joint reference or resting configuration was established by considering the joint response under only the prestrain action of ligaments. The joint was left fully unconstrained except in flexion-extension rotation which was fixed. At the end of this step of analysis before application of external loads, the mean initial strains in the four major ligaments, ACL, PCL, LCL and MCL were found equal, respectively, to $\sim 0.9\%$, -22% , 2.5% and 1.8% . These values were chosen similar to those used in our earlier studies^{1-3,25}, except for the much slackened PCL which was taken due to our earlier computation of excessive forces in the PCL at full extension under horizontal forces¹, to our recent analyses of the joint in pure flexion and in accordance with the optimized initial strain values proposed by Blankevoort et al.⁶. The resting joint kinematics at the end of this pre-strain step was taken as the reference position for the remaining analyses.

Subsequently, the second step was performed in which the femur, while constrained in the flexion-extension rotation, was subjected to an anterior horizontal force incrementally reaching 100N. The femoral coupled medial-lateral, posterior-anterior and distal-proximal translations were left free. The tibial coupled varus-valgus and external-internal rotations were also left free with the remaining tibial degrees-of-freedom fixed. These conditions assured a stable and unconstrained response of the joint under the horizontal loading considered. Due to the above proper selection of boundary conditions, the predicted joint response remained independent of the position of the applied horizontal force on the femur. Moreover, the primary posterior laxity was not influenced by the coupled rotations of the femur since they were fixed. Finally, at the third step of the analysis, the femur was incrementally subjected to flexion rotations varying from 0° to 90° under 100N constant anterior preload. The remaining boundary conditions on primary and coupled motions were kept the same as those in the second step. The required sagittal moment for the prescribed flexion rotations were subsequently calculated at each step of the analysis. For this final step of the loading, the computed sagittal moments on the femur required for the prescribed sagittal rotations as well as the femoral translations were, however, dependent on the position of the primary node on the femur used to apply horizontal forces and track femoral displacements.

Additional cases were also studied to further analyze the role of the PCL in the joint response and examine ACL-PCL coupling under drawer load at different flexion angles; the PCL was either transected at the beginning prior to external loading or its

initial strain was increased to -11% simulating a less slack (i.e., mechanically stiffer or more effective) ligament. The effect of ACL transection on response was also investigated. Finally, one more case was studied in which both the PCL and LCL were cut. Due to the excessive laxity of the joint predicted in this case, the horizontal force was limited to 70 N and the joint was constrained to remain at full extension.

5.4 Results

5.4.1 Joint Kinematics

Under femoral anterior forces of up to 100N at constrained 0° flexion in the intact knee (reference case with -22% PCL initial strain), the femur translated anteriorly (Fig. 3), laterally and proximally. The maximum primary anterior translation of ~ 7.8 mm was reached at 100N drawer force (Fig. 3). The coupled laxities in lateral and proximal directions, however, remained much smaller (<1 mm at 100 N force). Negligible coupled internal and valgus rotations ($<2^\circ$) were also computed at the tibia under the 100N femoral anterior force. These results remained nearly unchanged as the PCL alone was sectioned (e.g., 8.2 mm anterior femoral displacement at 100N force). On the contrary, the combined PCL-LCL deficiency substantially increased the joint flexibility with the femoral anterior laxity of ~ 29.6 mm (~ 5 times greater than that at the intact joint) and the coupled tibial external and varus rotations of 14.5° and 5.3° , respectively, all under 70N femoral anterior force. As for the effect of changes in the PCL initial strain on joint kinematics, increasing the initial strain from -22% to -11%

(i.e., less slack or relatively stiffer ligament) significantly stiffened the joint by decreasing the femoral anterior translation at full extension from 7.8 mm to 5.2 mm (Fig. 3). The ACL transection slightly increased the joint primary laxity throughout the range of loading up to 100N due to its effect on the joint reference configuration following the application of initial strain in ligaments. Due to the adequate application of boundary conditions, the location of the applied force and the primary node on the femur would not influence the joint unconstrained response at full extension and, hence, the foregoing computed displacements.

In the presence of 100N constant anterior preload, the femur rolled posteriorly on the tibia as the joint flexed to 90°. The computed magnitude of femoral translations in the sagittal plane during flexion (i.e., third step of loading) naturally depended on the position of the primary node chosen to represent the femur as a rigid body and, therefore, would have altered had another node been selected for this purpose. The coupled tibial internal rotation remained nearly unchanged following transection of the PCL (~10° and 8° in the intact and PCL-deficient joints at 90° flexion, respectively) whereas it increased to ~13° when PCL initial strain was altered to -11% and furthermore to ~23° when the ACL was transected. The coupled tibial valgus rotation remained relatively small (<4°) throughout the range of flexion for all cases considered.

The overall kinematics of the tibiofemoral joint influenced primarily by the femoral anterior translation under horizontal force and posterior rolling in flexion as well as tibial internal rotation are evident from the deformed shapes shown in Fig. 4 for

different drawer forces and joint flexion angles. Since the joint sagittal rotations were prescribed (i.e., combined force-displacement controlled loading), the required sagittal moments (i.e., joint resistant moment) were computed at the end of each step. The magnitude of this moment, however, is dependent on the position of the primary node on the femur where the 100 N horizontal force is applied.

5.4.2 Load Distribution

In the intact knee at full extension, the LCL and MCL were the primary ligaments to resist femoral anterior force (Fig. 5). The PCL contribution was small and initiated only late in the loading cycle while the ACL initial force disappeared early after the application of the load. At 100 N applied force at full extension, the ligament forces reached 130 N, 109 N and 15 N, respectively, in the LCL, MCL and PCL. Under 100N constant posterior preload, the PCL force monotonically increased with flexion angle reaching a maximum value of 246 N at 90° flexion (Fig. 6). The ACL mechanical role initiated only at flexion angles beyond 50° with tensile forces reaching ~57N at 90° flexion (Fig. 6). In contrast to cruciates, however, forces in collateral ligaments significantly diminished in flexion to very small forces (<6 N) at 90° (Fig. 7).

A remarkable coupling between cruciate ligaments was observed in which a stiffer (more effective) PCL resulted not only in larger PCL force but in earlier activation and greater force in the ACL. Moreover, the absence of either the ACL or the PCL diminished the force in the other intact ligament (Fig. 6). An increase in the PCL

initial strain from -22% to -11% substantially increased the forces in both cruciate ligaments (Figs. 5 and 6). In this case, at 100N applied force, the ligament forces of 0 N and 57 N predicted at full extension in the ACL and PCL, respectively, increased with flexion to reach 148 N and 345 N at 90° flexion. In the PCL-deficient joint, the ACL remained unloaded throughout the range of flexion. Similarly, ACL transection considerably diminished PCL forces reaching 155N at 90° flexion.

Increase in the PCL initial strain to -11% considerably decreased the forces in collateral ligaments at full extension and in flexion (Figs. 5 and 7). Forces in collateral ligaments at full extension increased only slightly as the PCL was cut (Fig. 5). In flexion, however, in clear contrast to predictions in the intact joint, they remained nearly constant as the flexion angle changed (Fig. 7) reaching forces of 127 N and 100 N, respectively, in the LCL and MCL at 90° flexion. Transection of the ACL had a negligible effect on the forces in collateral ligaments.

The total contact forces transferred through both medial and lateral plateaus on covered (via menisci) and uncovered (cartilage to cartilage) areas of articulation were computed for each increment of loading and joint flexion angle and were verified to satisfy the equilibrium of forces on the joint in different anatomical directions. These contact forces were generated due primarily to external loads and tension in joint ligaments. In the intact knee as in the PCL-deficient knee at full extension under 100N force, the lateral compartment carried a slightly larger total axial load, via primarily the

meniscus (Fig. 8). This was however reversed in the intact knee as the flexion angle increased under 100N preload such that the axial load on the medial plateau was much larger than that on the lateral plateau at 90° flexion being transferred via primarily the cartilage. The total axial contact load decreased initially at smaller flexion angles but reached greater values at 90° joint angle. In the PCL-deficient knee, as the flexion angle increased under 100N preload, the total compressive load on both plateaus increased at smaller flexion angles and decreased at 90° with the load transfer occurring essentially through the uncovered areas. The relative contribution of the joint contact versus ligament forces in resisting the applied horizontal force varied with joint flexion angle; being larger in the latter at 0° flexion and in the former at 90° flexion. Similar trends were predicted in the case with -11% PCL initial strain with considerably greater axial contact forces at larger flexion angles as compared to those in the intact case.

Compressive axial stresses (along axis '3') in the cartilage at the centroid of the upper element layers adjacent to the tibial articular surfaces reached maximum values of ~0.60 MPa, 0.7 MPa, 1.2 MPa and 1.6 MPa respectively at 0°, 30°, 60° and 90° flexion angles in the intact joint under 100N femoral preload. These stresses occurred on both medial and lateral plateaus. Same trends were computed in the PCL-deficient joint with an increase at 90° flexion (i.e., ~ 0.60 MPa, 0.7 MPa, 1.2 MPa and 1.9 MPa at 0°, 30°, 60° and 90° flexion angles, respectively). In the case with -11% PCL initial strain, these stresses increased reaching a maximum value of 2.1 MPa at 90° flexion angle.

5.5 Discussion

In this study, we used a realistic 3-D non-linear model of the knee joint including the menisci, articular cartilage and four major ligaments to investigate the response of the fully unconstrained joint under 100 N anterior femoral force at different flexion angles. The specific objective of this work was to investigate PCL role in the joint response as well as coupling between cruciate ligaments throughout joint flexion angles varying from 0° to 90°. To achieve these goals, the PCL was either removed altogether to simulate conditions following a (partial or complete) PCL rupture or assigned a smaller initial strain (i.e., less slack) to examine a tenser or stiffer PCL following reconstruction, for example. The ACL was also transected to delineate the joint response in its absence. Preventive measures, clinical diagnosis and management of joint ligament injuries would substantially benefit from such studies on intact and ligament-deficient joints. Finite element modeling is particularly suitable towards these goals. In current study, the joint reference configuration was established by initially applying pre-strains in ligaments. It was then followed by the analysis of the joint at full extension under up to 100N horizontal anterior force applied on the femur. At the final step, in presence of 100N constant preload, the joint was incrementally flexed from 0° to 90°.

Due to lack of data, the joint capsule was not modeled in the present study. The role of posterior capsules in the joint response under A-P forces, however, remains unclear^{9,16,46-47,49,51}. The representation of the femur and the tibia as rigid bodies is justified in view of their much greater stiffness relative to the joint soft tissues. Changes in joint geometry and material properties taken in this study could, as expected, influence the absolute magnitude of predictions but the overall trends and mechanisms are expected to remain the same. Application of both drawer force and flexion rotation on the femur may also to some extent influence the results as compared with the cases in which the tibia is loaded and/or flexed.¹ Finally, the manner in which loads/displacements are applied and the components are constrained could greatly influence the results of an investigation, whether experimental or numerical.^{1,53,58,65} Proper comparison between the results of various studies, hence, should be done in the light of such dependence. In the current work adequate boundary conditions were used to prevent erroneous displacement computations and undesired (additional) loads while allowing for the fully unconstrained response of the joint. To do so, the femoral translations in all three global anatomic directions along with tibial coupled external-internal and varus-valgus rotations were left free during the entire three distinct steps of the analysis. The femoral flexion angle was initially fixed in the first two steps while applying the pre-strain in ligaments and 100N anterior drawer force on the femur but then set free to follow prescribed rotations from 0° to 90° in the final step.

Under 100N force at full extension, the model predicted primary anterior femoral translations of 7.8 mm in the intact joint, 8.2 mm in PCL-deficient joint and 5.2 mm in the joint with -11% initial strain in the PCL (i.e., less slack PCL). The predictions in the intact joint are larger than the mean measurement values of 1.7 mm to 5.4 mm reported under ~100N posterior tibial force at full extension.^{1,8,14,16-17,24,38,48,51,61} Mean translations of 6.9 mm to 9.4 mm have also been recorded at full extension under 134N to 150N posterior tibial force, respectively.^{4-5,18-19,41} The current prediction of 8.2 mm in PCL-deficient joint is in the range of reported mean translations of 2.9 mm to 11 mm under 100 N force^{1,14,16-17,24,38,48} and of 9 mm to 13 mm under 134N to 150N posterior tibial force in full extension.^{4-5,18-19,41} When both the PCL and the LCL were cut, the tibiofemoral joint exhibited much greater laxity of 29.6 mm under 70N force at full extension which is comparable to those in the literature reported for the same condition.^{1,14,61} Absence of the ACL was found to have no effect on the femoral anterior drawer at full extension, a prediction in agreement with others.⁹ It is to be emphasized that the measured horizontal tibial or femoral (depending on the loading set up) laxity values at full extension could be influenced by constraints on joint coupled displacements and the location where the translation is measured. Any comparison between different data sets should be done in the light of such dependencies.

In accordance with measurements,⁵² the coupled external-internal rotations could alter depending on the location where the horizontal force is applied on the tibia or on the femur, if proper boundary conditions are not considered. In contrast to our

prediction of $\sim 2^\circ$ tibial internal rotation, small tibial external rotations of 2° to 3.5° have been reported under ~ 100 N tibial posterior drawer.^{1,14,16,24,61} In combined PCL-LCL deficient joint, the computed coupled tibial external rotation of 15.4° at full extension under 70N anterior femoral load is comparable to recorded mean external rotations of 16° and 23° under 100N load at full extension.^{16,61}

In the intact knee at full extension under 100 N horizontal load, the collateral ligaments along with joint articular surfaces (i.e., menisci and cartilage) were the primary structures to resist the force; the LCL and MCL experienced axial forces of 130 N and 109 N, respectively, while the PCL developed a mere 15 N force (Fig. 5). The mean resultant PCL forces of 16%³²⁻³³, 23%¹⁶⁻²⁰ and 32%¹⁰ have been reported at full extension under 100N posterior tibial force. On the other hand, a more taut PCL with initial strain of -11% was predicted to offer a greater resistance of 57 N at 100 N applied load suggesting the significant influence of PCL tautness on its resistant force. With flexion, the force in the PCL substantially increased whereas that in collateral ligaments diminished indicating the PCL as the primary ligament to resist anterior femoral load in flexion. A similar substantial increase in PCL force in flexion has also been observed in measurements.^{12,18-21,35,37,60,62} Moreover, in the PCL-deficient joint, the predicted augmented mechanical role of collaterals is corroborated by others.^{24,29}

Joint ligaments, while under tension in order to resist the applied forces and/or displacements, compress the tibiofemoral articulation. In the current study, total axial

compression forces of ~240 N at full extension and ~270 at 90° flexion were predicted in the intact joint under 100 N horizontal load. Injury to a primary ligament, more often than not, increases these compression loads due primarily to the additional forces in remaining ligaments required for the maintenance of the joint equilibrium following such perturbations.

As the passive tibiofemoral joint flexes beyond ~30°, the posterior cruciate ligament loses its initial slack and starts carrying load. This would substantially increase the contribution of the PCL in resisting anterior femoral drawer force at larger flexion angles as depicted in Fig.9. It is seen that, in presence of the PCL, the joint primary translation under 100N drawer force significantly decreases as the flexion angle varies from 0° to 90°. In contrast, however, the joint laxity under 100N anterior femoral drawer substantially increases by about two-fold in the absence of the PCL. The presence and absence of the PCL are, hence, most recognized and detected when the joint is at ~90° flexion angle. These results corroborate the frequently used clinical examination of PCL injuries by the drawer test performed at 90° joint flexion angle.²⁶

A remarkable coupling was noted in flexion between the cruciate ligaments in which the PCL force increased at a faster rate as the ACL started to resist and vice versa. This was also observed in the joint with less slack PCL (i.e., with initial strain of ~11%) where a larger PCL force was computed along with a larger ACL force. In the absence of the PCL, on the other hand, the ACL remained inactive throughout the range of

flexion considered in this study. Moreover, the transection of the ACL diminished PCL forces and, hence, PCL relative mechanical role. Similar mechanical interactions between cruciate ligaments are demonstrated in our on-going studies on the joint subjected to pure flexion in which the force in the ACL is highly dependent on the PCL initial strain or PCL activity, and vice versa. The predictions, hence, demonstrate the direct influence that a treatment procedure employed for an injury to an isolated ligament could have on the behavior of the other intact cruciate ligament. For example, the patellar tendon or quadriceps tendon grafts are frequently used in reconstruction of cruciate ligaments. These grafts have been reported to offer different (i.e., often much stiffer) material properties such as modulus than do the ligaments they replace.^{7,11,27,50,57} Such alterations in ligament stiffness or in initial tautness used during reconstruction surgery are predicted in this study to markedly alter the normal mechanical role of not only the treated cruciate ligament itself but the untreated one as well. An injured cruciate ligament, if left untreated, would on the other hand influence the mechanical role of the other intact one. Proper consideration of cruciate ligaments coupled together rather than in isolation should, hence, be the rule in the management of joint ligament injuries if a successful outcome and near-normal function of the joint are the long-term goals of an operation. Caution should, however, be exercised in attempts to extrapolate the foregoing coupling observed in the passive response to the active joint prior to appropriate analyses including patellofemoral joint and muscle activation.

5.6 Acknowledgement

The work is supported by the Natural Sciences and Engineering Council of Canada (NSERC-Canada) and the Fonds pour la Formation de Chercheurs et l'Aide à la Recherche (FCAR-Québec). The earlier efforts of M.Z. Benjaballah in the development of the model is also greatly acknowledged.

REFERENCES

1. Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ: Biomechanics response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces. *Clin Biomech* 13: 625-633, 1998
2. Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, and Zukor DJ: Finite element analysis of the human knee joint in varus-valgus. *Clin Biomech* 12: 139-148, 1997
3. Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ: Biomechanics of the human knee joint in compression: Reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *The Knee* 2: 69-79, 1995
4. Bergfeld J, McAllister D, Parker RD, et al: A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 29: 129-136, 2001
5. Bergfeld J, McAllister D, Parker RD, et al: The effect of tibial rotation on posterior translation in knee with posterior cruciate ligament has been cut. *J Bone Joint Surg* 83-A: 1339-1343, 2001
6. Blankevoort L, Huiskes R: Validation of a three-dimensional model of the knee. *J Biomech* 29: 955-961, 1996
7. Butler DL, Kay MD, Stouffer DC: Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *J Biomech* 19: 425-432, 1986
8. Butler DL, Grood ES, Noyes FR, et al: Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia. *J Biomech* 17: 579-596, 1984

9. Butler DL, Noyes FR, Grood ES: Ligament restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *J Bone Joint Surg* 62-A: 259-270, 1980
10. Donahue TD, Hull MH, Rashid MM, et al: Finite element model of the human knee joint to study tibio-femoral contact mechanics. *BED-Vol. 28, Advances in Bioengineering*: 155-156, 2000
11. Flahiff CM, Brooks AT, Hollis JM, et al: Biomechanical analysis of patellar tendon allografts as a function of donor age. *Am J Sports Med* 23: 354-358, 1995
12. Fox RY, Harner CD, Sakane M, et al: In situ force in human posterior cruciate ligament: a cadaveric study. *Am J Sports Med* 26: 395-401, 1998
13. Fujie H, Livesay GA, Woo S L-Y, et al: The use of a universal force-moment sensor to determine in-situ force in ligaments. *J Biomech Eng* 117: 1-7, 1995
14. Fukubayashi T, Torizilli PA, Sherman MF, et al: An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. *J Bone Joint Surg* 64-A: 258-264, 1982
15. Girgis FG, Marshall JL, Monajem ARSA: The cruciate ligaments of the knee: Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Rel Res* 106: 216-231, 1975
16. Gollehon DL, Torizilli PA, Warren RF: The role of posterolateral and cruciate in the stability of human knee. *J Bone Joint Surg* 69-A: 233-242, 1987
17. Grood ES, Stowers SF, Noyes FR: Limits of movement in the human knee: Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg* 70-A: 88-97, 1988

18. Harner CD, Janaushek MA, Kanamori A, et al: Biomechanical analysis of a double-bundled posterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 28: 144-151, 2000
19. Harner CD, Janaushek MA, Ma CB, et al: The effect of the knee flexion angle and application of an anterior tibial load at the time of graft fixation on the biomechanics of a posterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Am J Sports Med* 28: 460-465, 2000
20. Harner CD, Vogrin TM, Höler J, et al: Bomechanical analysis of posterior cruciate ligament reconstruction: Deficiency in the posterolateral structures as cause of graft failure. *Am J Sports Med* 28: 32-39, 2000
21. Harner CD, Janaushek MA, Kanamori A, et al: Effect of knee flexion angle and tibial position during graft fixation on the biomechanics of a PCL reconstructed knee. *45th Annual Meeting, Orthop Res Soc, Anaheim, California*, p. 23. 1999
22. Harner CD, Vogrin TM, Woo SLY: Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament: in: *Posterior Cruciate Ligament Injuries, A Practical Guide to Management*, Edited by G. C. Fanelli, Springer, New York, pp. 3-22, 2001
23. Harner CD, Höler J, Tracy M, et al: The effects of a popliteus muscle load on in situ forces in the posterior cruciate ligament and on knee kinematics. *Am J Sports Med* 26: 669-673, 1998
24. Höler J, Harner CD, Vogrin TM, et al: In situ forces in the posterolateral structures of the knee under posterior tibial loading in the intact and posterior cruciate ligament-deficient knee. *J Orthop Res* 16: 675-681, 1998

25. Jilani A., Shirazi-Adl A, Bendjaballah MZ: Biomechanics of the human tibio-femoral joint in axial rotation. *The Knee* 4: 203-213, 1997
26. Johnson DL: Clinical Examination of the posterior cruciate ligament-deficient knee, in *Posterior Cruciate Ligament Injuries, A Practical Guide to Management*, Edited by G. C. Fanelli, Springer, New York, pp. 65-76, 2001
27. Johnson GA, Tramaglini DM, Levine RE, et al: Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *J Ortho Surg* 12: 796-803, 1994
28. Kanamori A, Sakane M, Zeminski J: In-situ force in medial and lateral structures of intact and ACL-deficient knees. *J Orthop Science* 5: 567-571, 2000
29. Kanamori A, Vogrin TM, Yagi M, et al: Effects of PCL-deficiency on the soft tissues of the knee and joint contact forces. *46th Annual Meeting, Orthop Res Soc, Orlando, Florida, p. 485, 2000*
30. Karnezis IA, Fragkiadakis EG, Webb JM, et al: Quantified kinematics of the posterior cruciate ligament: a computer-aided design simulation study. *J Biomech* 16: 54-60, 2001
31. Keller PM, Shelbourne DC, McCarroll JR, et al: Nonoperative treated isolated posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 21: 132-136, 1993
32. Li G, Lopez O, Rubash H: Variability of three-dimensional finite element model reconstructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis. *J Biomech Eng* 123: 341-346, 2001

33. Li G, Rudy TW, Allen CR, et al: Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate ligament: A porcine study. *J Orthop Res* 16: 122-127, 1998
34. Ma CB, Janaushek MA, Kanamori A, et al: The significance of the resting posterior cruciate ligament of the knee on the measurement of anterior-posterior laxity. 45th Annual Meeting, Orthop Res Soc, Anaheim, California, p. 944, 1999
35. Markolf KL, Saluterbeck JL, Armstrong KL, et al: A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with graft. Part I: Isometry, pre-tension of the graft and anterior-posterior laxity. *J Bone Joint Surg* 79-A: 375-381, 1997
36. Markolf KL, Saluterbeck JL, Armstrong KL, et al: A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with graft, Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament. *J Bone Joint Surg* 79-A: 381-386, 1997
37. Markolf KL, Saluterbeck JL, Armstrong KL, et al: Effects of combined knee loading on posterior cruciate ligament force generation. *J Orthop Res* 14: 633-638, 1996
38. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC: Stiffness and laxity of the knee – The contributions of the supporting structures. *J Bone Joint Surg* 58-A: 583- 594, 1976
39. Markolf KL, Willems MJ, Jackson SR, et al: In situ calibration of miniature sensors implanted into the anterior cruciate ligament – Part I: Strain measurements. *J Orthop Res* 16: 465-463, 1998

40. Maynard MJ, Deng X, Wickiewicz TL, et al: The popliteofibular ligament: rediscovery of key element in posterolateral stability. *Am J Sports Med* 24: 311-316, 1996
41. McAllister D, Bergfeld J, Parker RD, et al: The effect of internal and external tibial rotation in the PCL-deficient knee: Influence on posterior knee laxity. *46th Annual Meeting, Orthopaedic Res Soc, Orlando, Florida, p. 480, 2000*
42. Moglo K, Shirazi-Adl A: Biomechanics of passive knee joint in drawer: Load transmission in Intact and ACL-deficient joints. *The knee*, in press, 2002
43. Mommersteeg TJA, Huiskes R, Blankevoort L, et al: An inverse dynamics approach to determine the restraining function of human knee ligament bundles. *J Biomech* 30: 139-146, 1997
44. Mommersteeg TJA, Huiskes R, Blankevoort L, et al: A global verification study of a quasi-static knee model with multi-bundle ligaments. *J Biomech* 29: 1659-1664, 1996
45. Patel DV, Vad VB, Maynard MJ, et al: Injuries to the posterolateral structures of the knee, *The Knee* 5: 21-31, 1998
46. Piziali RL, Rastegar J, Nagel DA, et al: The contribution of cruciate ligaments of the load-displacement characteristics of human knee joint. *J Biomech Eng* 102: 277-283, 1980
47. Piziali RL, Seering WP, Nagel DA, et al: The function of the primary ligaments of the knee in anterior-posterior and medial-lateral motions. *J Biomech* 13: 777-784, 1980

48. Race A, Amis AA: PCL reconstruction: In vitro biomechanical comparison of isometric versus single and bundled anatomic grafts. *J Bone Joint Surg 80-B*: 173-179, 1998
49. Race A, Amis AA: Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: An analysis of bundle function in A-P drawer. *J Biomech 29*: 873-879, 1996
50. Race A, Amis AA: The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech 27*: 13-24, 1994
51. Ritchie JR, Bergfeld J, Kambic H, et al: Isolated sectioning of medial and posteromedial capsular ligaments in the posterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med 26*: 389-394, 1998
52. Rudy TW, Sakane M, Debski RE, et al: The effect of the point application of anterior tibial loads on human knee kinematics. *Clin Biomech 33*: 1147-1152, 2000
53. Sakane M, Fox RJ, Woo SL-Y, et al: In-situ forces in the anterior cruciate ligaments and its bundles in response to anterior tibial load. *J Orthop Res 15*: 285-293, 1997
54. Shirazi-Adl A: Analysis of role of bone compliance in mechanics of a lumbar motion segment. *J Biomech Eng 116*: 408-412, 1994
55. Shirazi-Adl A: Nonlinear finite element analysis of wrapping uniaxial elements. *Computers & Structures 32*: 119-123, 1989
56. Skyhar MJ, Warren RF, Ortiz GJ, et al: The effects of sectioning the posterior cruciate ligament and the posterolateral complex on the articular contact pressure within the knee. *J Bone Joint Surg 75-A*: 694-699, 1993

57. Staubli H.U., Schatzmann L., Brunner P., et al: Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *Am J of Sports Med* 27: 27-35, 1999
58. Sullivan D, Levy IM, Sheskier S, et al: Medial restraints to anterior-posterior motion of the knee. *J Bone Joint Surg* 66-A: 930-936, 1984
59. Takai S, Woo S L-Y, Livesay GA, et al: Determination of in-situ loads on the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 11: 686-695, 1993
60. Vahey JW, Draganich LF: Tensions in anterior and posterior cruciate ligaments of the knee during passive loading: predicting ligament loads from in situ measurements. *J Orthop Res* 9: 529-538, 1991
61. Veltri DM, Deng X-H, Torizilli PA, et al: The role of cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee: a biomechanical study. *Am J Sports Med* 23: 436-443, 1995
62. Vogrin TM, Höler J, Ma CB, et al: Deficiency of posterolateral structures as a potential cause of PCL graft failure. *45th Annual Meeting, Orthop Res Soc, Anaheim, California, p. 930, 1999*
63. Vogrin TM, Zeminski J, Rudy TW, et al: Function of anterior and posterior cruciate ligaments: effect of age and gender. *46th Annual Meeting, Orthop Res Soc, Orlando, Florida, p. 782, 2000*
64. Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz M: A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double looped semitendiosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med* 27: 202-207, 1999

65. Woo SL-Y, Ross JF, Masataka S, et al: Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics. *The Knee* 5: 267-288, 1998

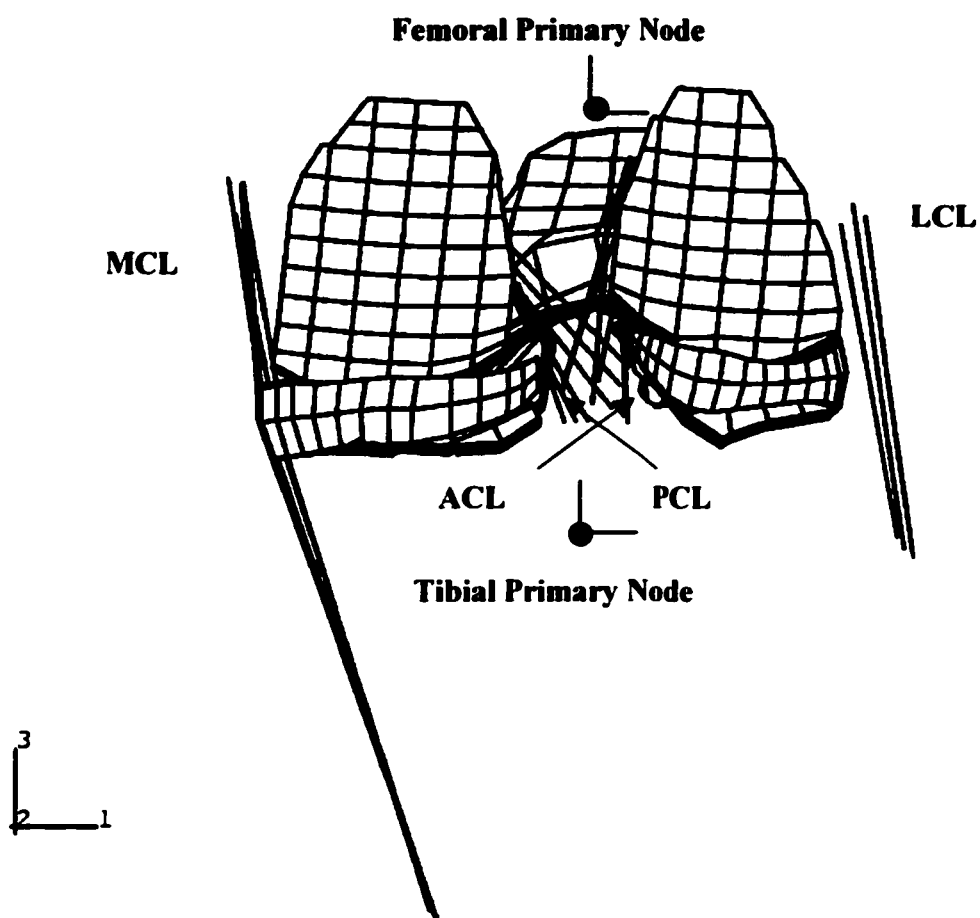


Figure 5.1: A posterior view of the finite element mesh showing soft tissues (menisci, articular cartilage layers and ligaments). Only the primary nodes of rigid bodies representing the femur and tibia are shown.

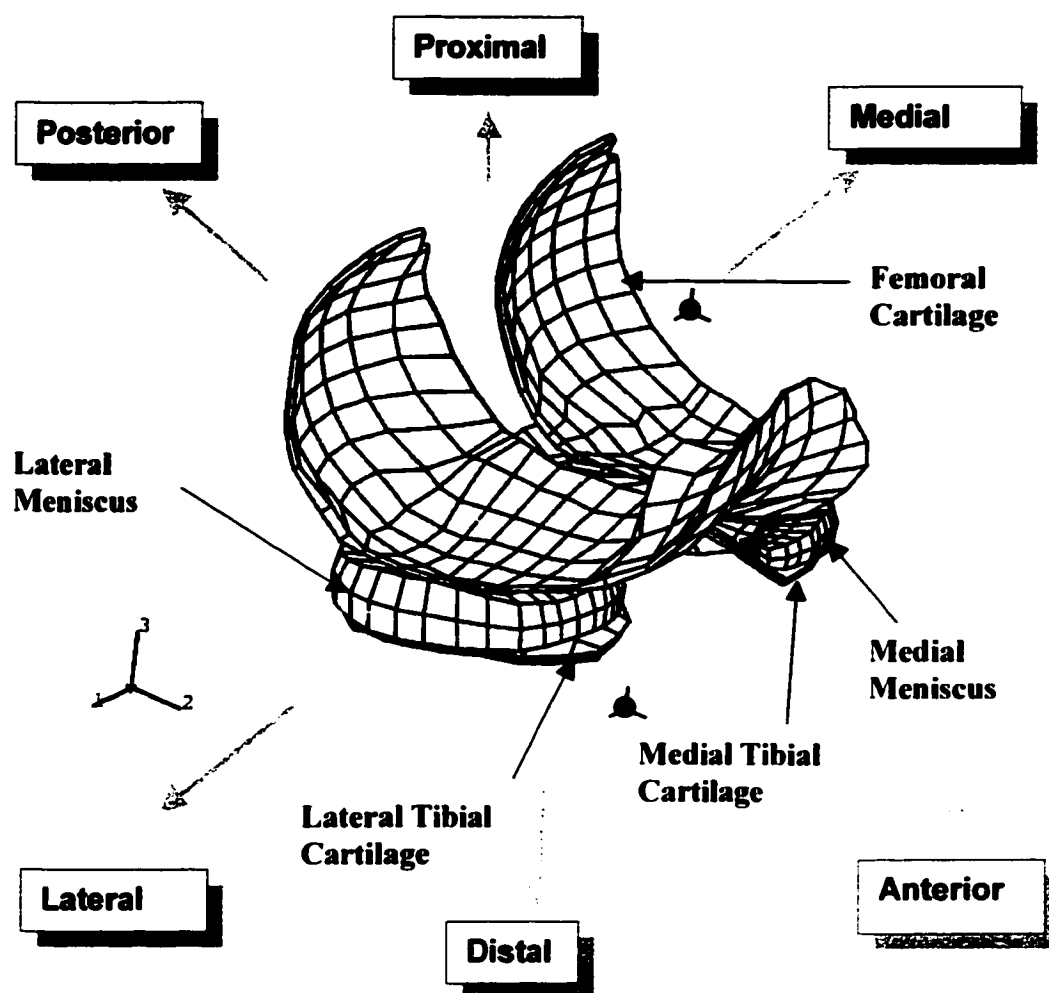


Figure 5.2: An anterolateral view of the finite element mesh of menisci and cartilage layers.

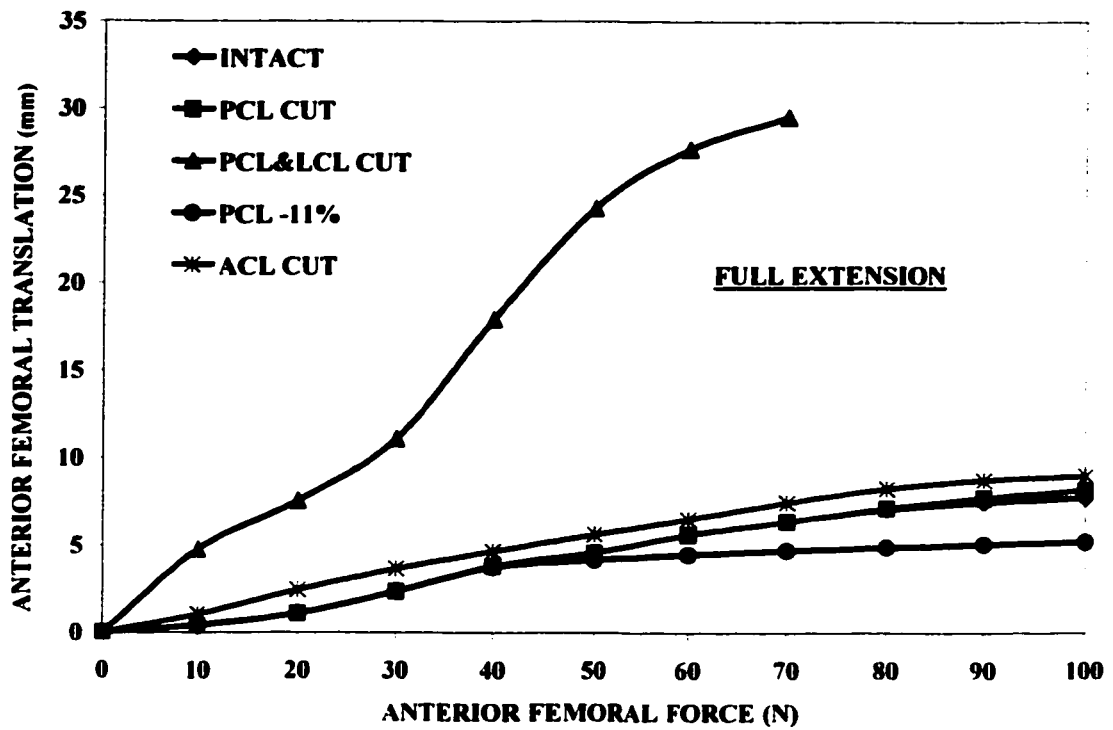


Figure 5.3: Predicted variation of anterior femoral translation for the tibiofemoral joint at full extension under up to 100N anterior femoral force for different PCL initial strain values and ligament-deficient joints.

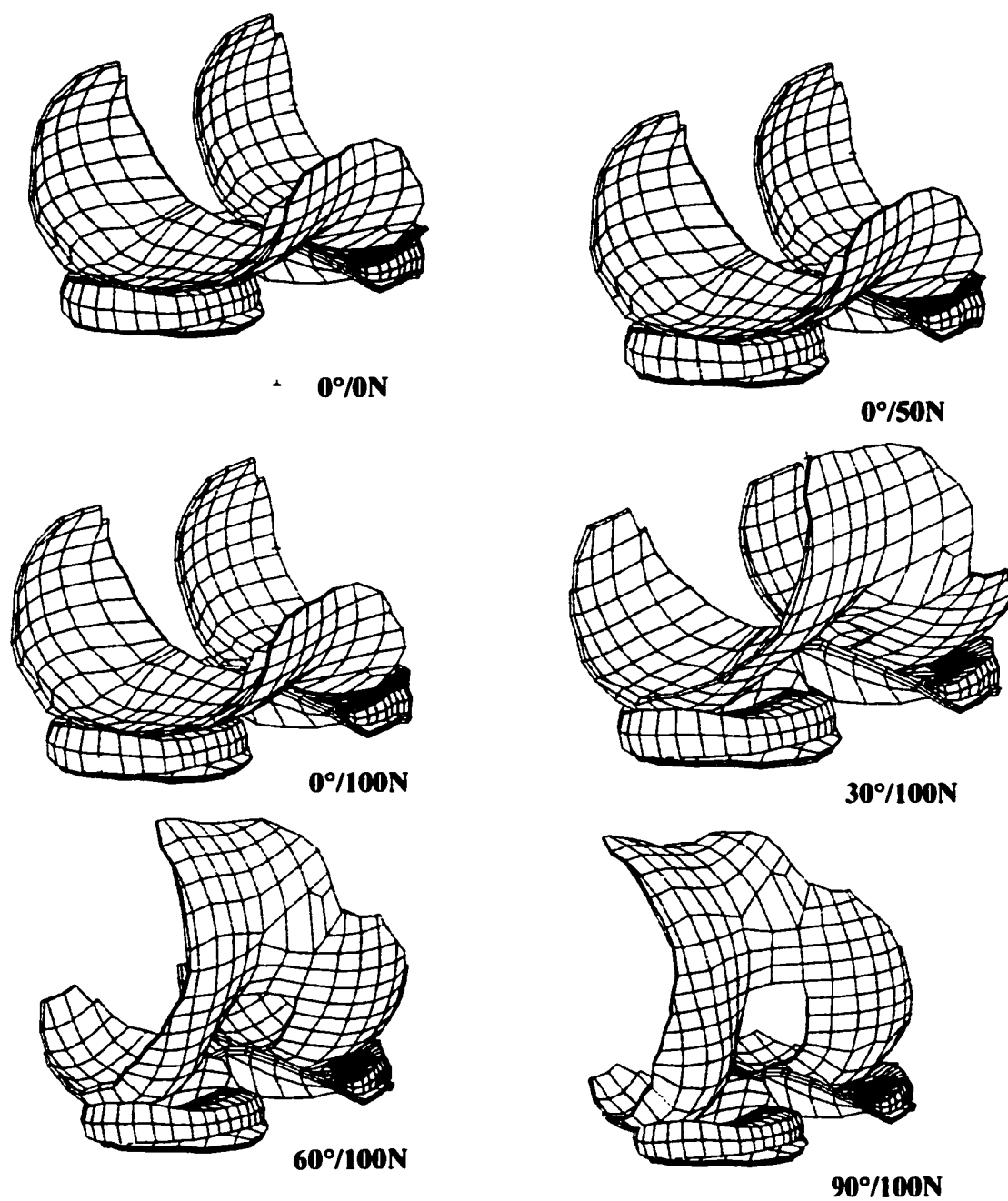


Figure 5.4: The intact joint deformed configurations (bony elements are not shown) under various flexion angles and loads (flexion angle/load).

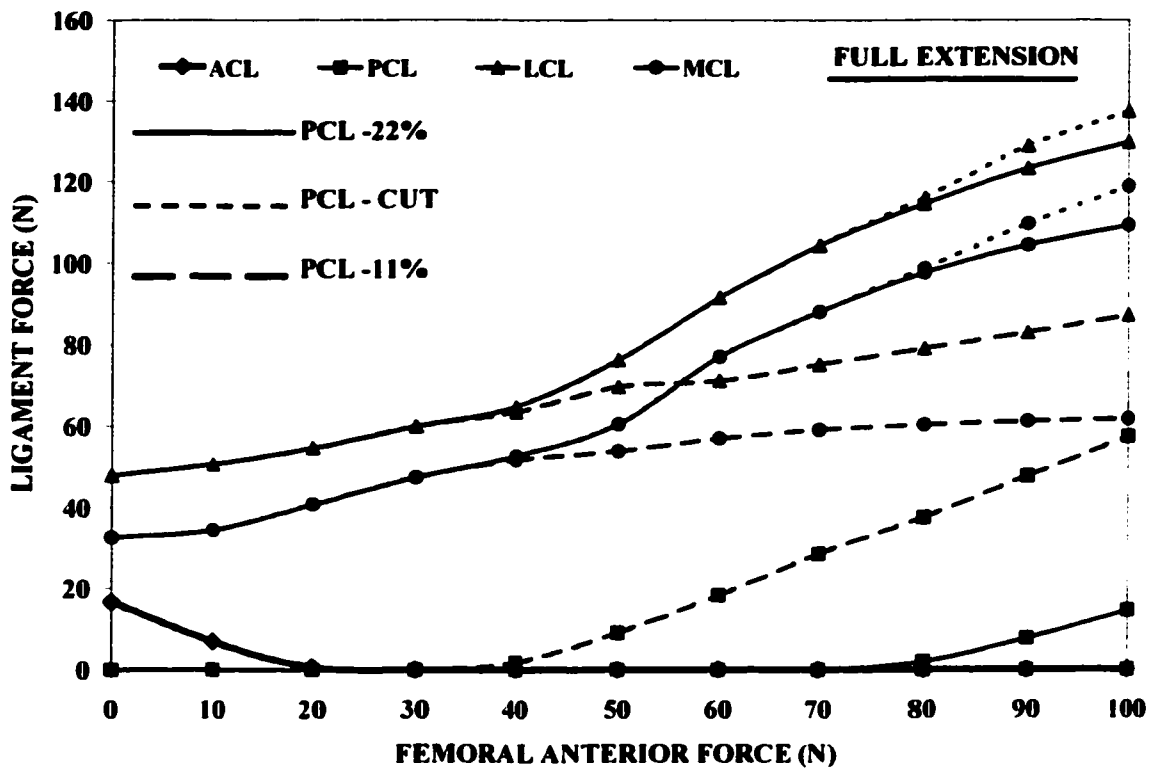


Figure 5.5: Predicted variation of total tensile forces in ligaments at full extension with up to 100N anterior femoral forces for different PCL initial strain values and PCL-deficient joint.

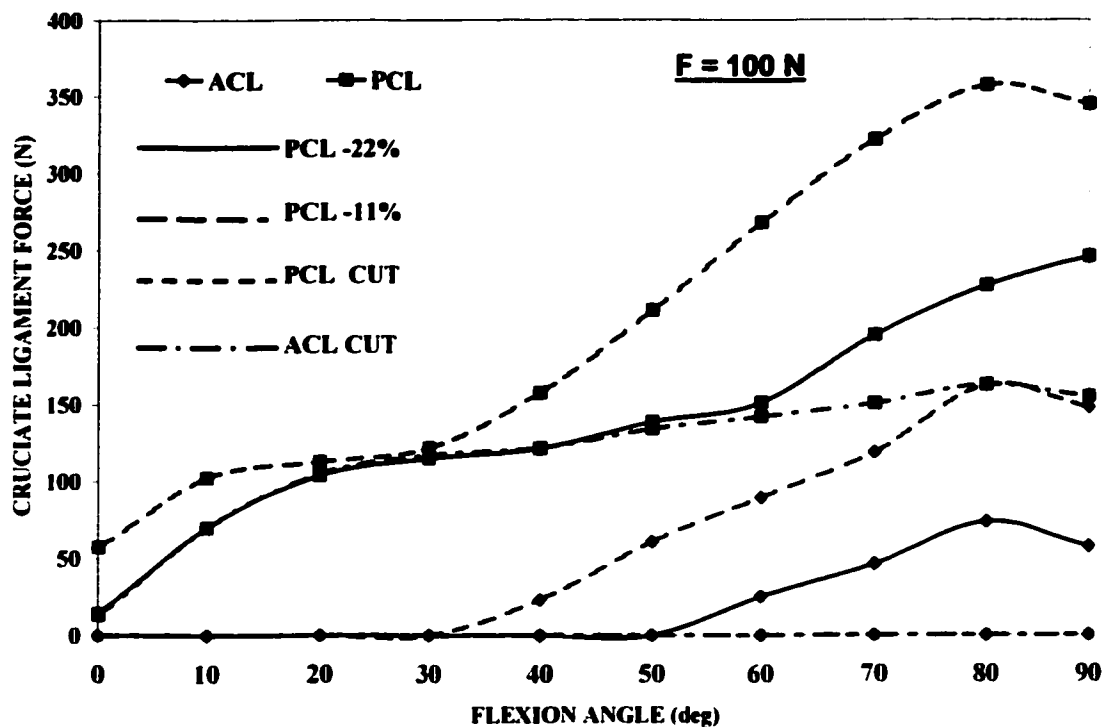


Figure 5.6: Predicted variation of total tensile forces in cruciate ligaments with joint flexion angles under 100N anterior femoral preload for different PCL initial strain values and isolated ligament-deficient joints.

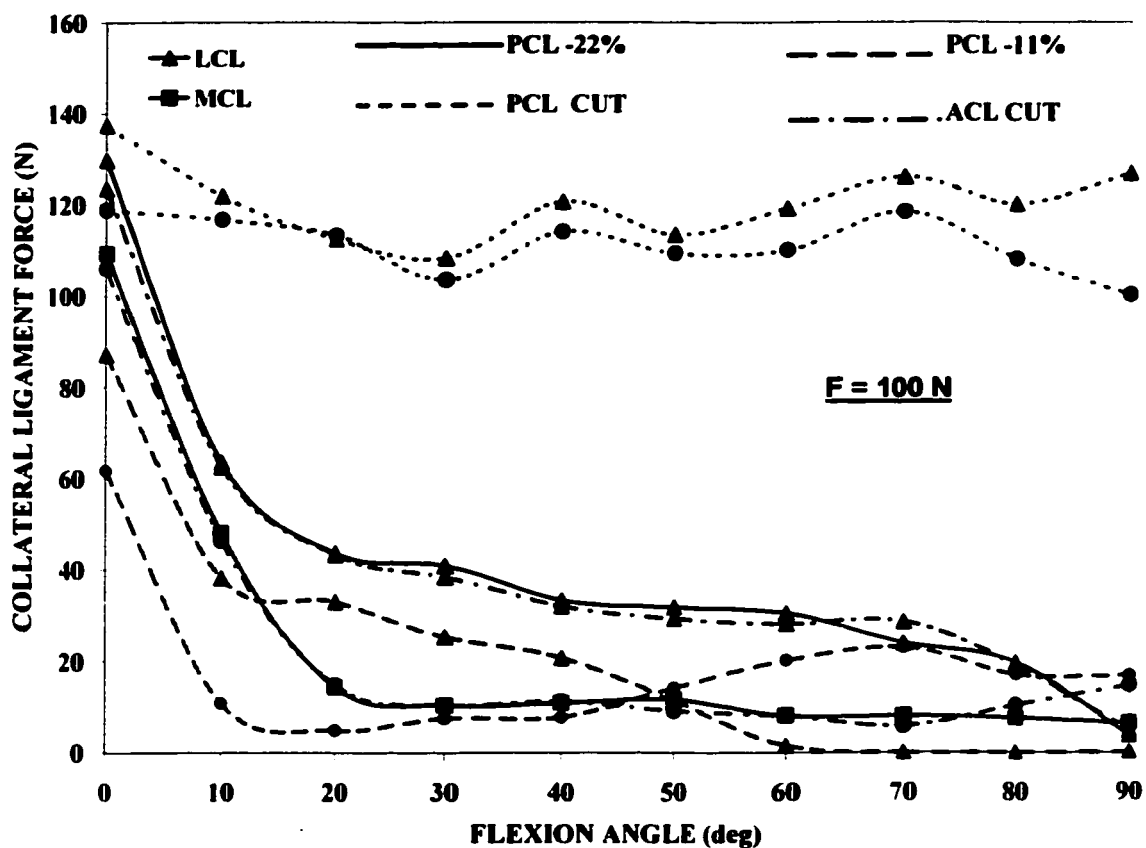


Figure 5.7: Predicted variation of total tensile forces in collateral ligaments with joint flexion angles under 100N anterior femoral preload for different PCL initial strain values and isolated ligament-deficient joints.

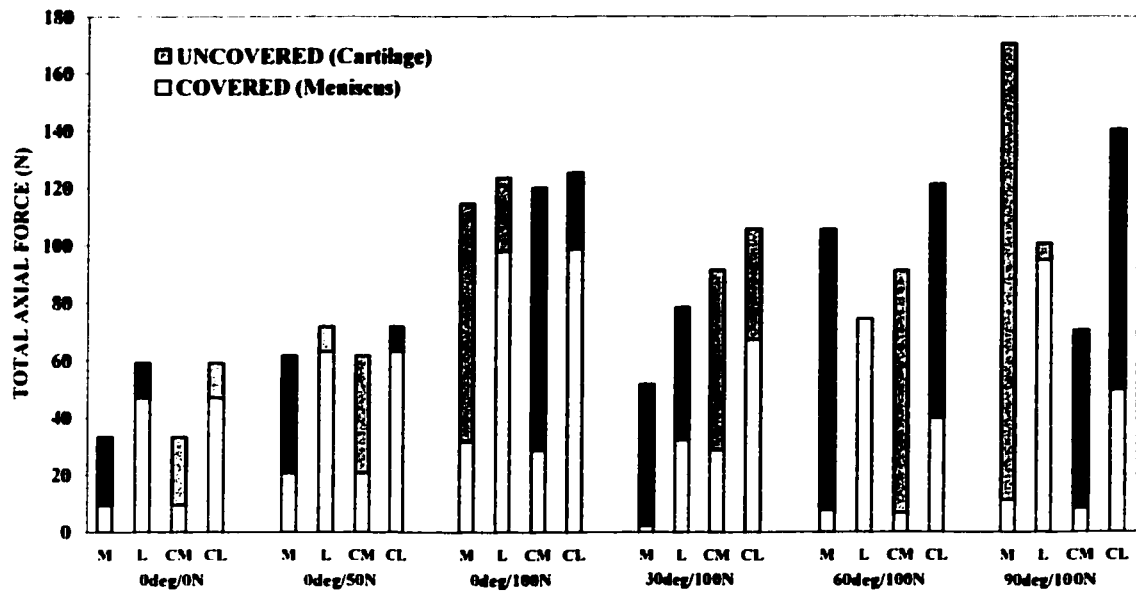


Figure 5.8: Distribution of the total axial contact load (N) on the medial (M) and lateral (L) tibial plateaus of the intact and PCL-deficient ("C") joints indicated for both the cartilage-cartilage (i.e., uncovered) and meniscus-cartilage (i.e., covered) areas.

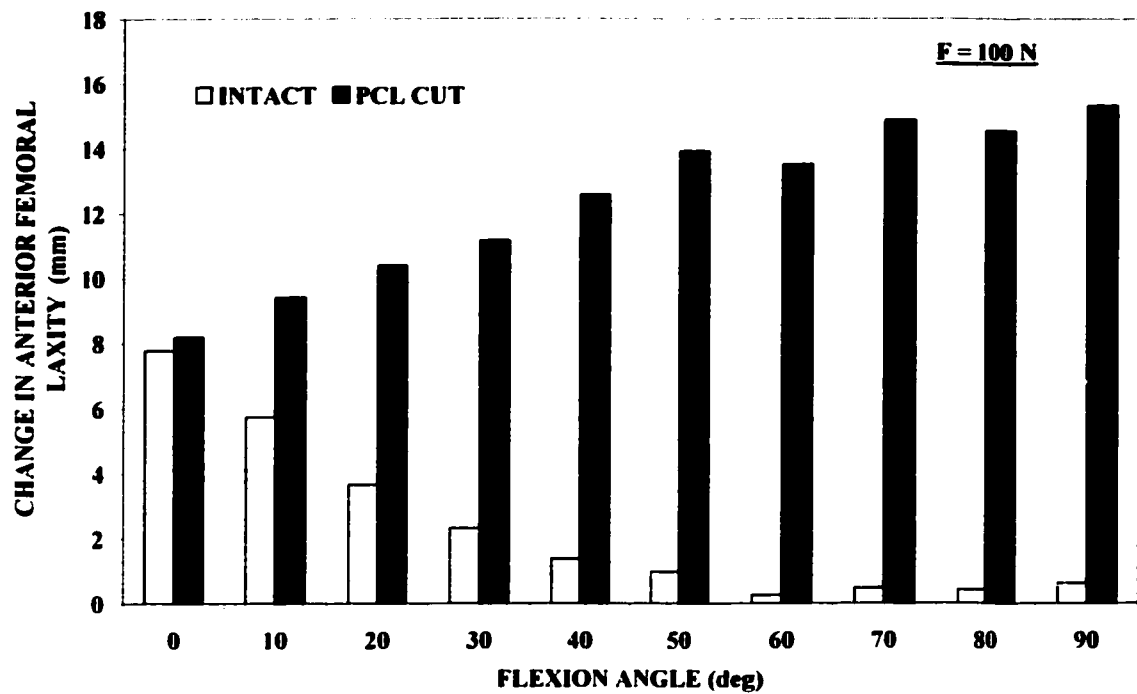


Figure 5.9: Predicted changes in femoral primary translation due to 100N anterior femoral force at different flexion angles in both intact and PCL-deficient joints.

CHAPITRE VI

DISCUSSION

6.1 Évaluations du modèle

Un modèle détaillé 3-D de l'articulation fémoro-tibiale, constitué de deux structures osseuses (tibia, fémur) et leurs cartilages articulaires, de ménisques et de quatre ligaments principaux (deux croisés, deux latéraux) est développé pour étudier la réponse globale du genou humain passif en flexion-extension sans ou avec des charges extérieures. Basé sur un modèle validé de genou humain reconstitué par Bendjaballah (Bendjaballah et al., 1995, 1997, 1998; Bendjaballah, 1996) à partir du genou droit d'un donneur féminin de 27 ans, ce modèle a été raffiné et intensément utilisé pour mener une analyse élasto-statique non-linéaire en flexion-extension passive afin d'identifier comment s'effectue le mécanisme de transfert de charge sur les composants passifs du genou sous différents chargements extérieurs et aussi d'étudier le rôle de certains paramètres du joint, entre autre les déformations initiales des ligaments, dans le comportement biomécanique du genou. Un accent particulier est mis sur l'effet de la rupture des ligaments croisés sur la réponse globale du système. Les conditions aux rives ont été judicieusement choisies pour préserver la stabilité et la mobilité libre de l'articulation; ces conditions ont été parfois altérées pour étudier le rôle qu'elles jouent dans la réponse globale de l'articulation du genou.

À part la cinématique globale de l'articulation, l'objectif principal est de prédire les forces ligamentaires, les charges et contraintes au niveau des surfaces de contact en fonction de l'angle de flexion-extension sous ou sans charges extérieures notamment les forces antéro-postérieures. Les résultats ont été présentés en général sous forme de courbes charges extérieures - déplacements, charges extérieures - forces ligamentaires dans le cas de la flexion nulle et de courbes angle de flexion - déplacements, angle de flexion - forces ligamentaires pour les charges extérieures maintenues constantes ainsi que la distribution des forces de contact sur les plateaux tibiaux et les contraintes dans les cartilages des plateaux tibiaux.

La représentation des structures osseuses (fémur et tibia) comme des corps rigides dans le modèle est justifiée vu leur très grande rigidité par rapport aux tissus mous (ménisques, cartilages). Cette représentation, très souvent utilisée dans les modèles biomécaniques des articulations, conserve la précision des résultats en diminuant l'ordre de grandeur des équations numériques à résoudre. Elle est aussi justifiée vu qu'on n'est pas en recherche de l'état de contraintes dans les structures osseuses. Les cartilages articulaires ont été considérés dans cette étude comme un matériau homogène, isotrope et élastique malgré son inhomogénéité et anisotropie à travers son épaisseur (Li, 1999, 2000). La prise en compte de son inhomogénéité, son anisotropie et son comportement différent en tension et en compression pourrait améliorer la prédiction des contraintes au niveau des cartilages articulaires, toutefois la cinématique globale ne devrait pas changer de façon significative. Les ménisques ont été

modélisés par un matériau composite avec une matrice isotrope linéaire renforcée par des ressorts non-linéaires dans les directions radiale et circonférentielle pour tenir compte des fibres de collagène qui sont des composants dominants dans ces directions. Cette modélisation des ménisques comme matériau composite est en accord avec les travaux sur les propriétés mécaniques disponibles dans la littérature notamment les travaux de Thissakht et al. (1990, 1991), Thissakht et Ahmed (1995) et Mow et al. (1990).

Pour la structure ligamentaire, des courbes non-linéaires de contrainte-déformation ont été utilisées pour les différents faisceaux à partir des données recueillies de la littérature (Fig. 4.3) (Butler 1984; Harner, 2001). Des valeurs des déformations initiales ont été prises en compte dans l'analyse du joint afin de tenir compte des contraintes initiales dans les ligaments et donc des pré-contraintes de l'articulation fémoro-tibiale. Une étude détaillée sur l'influence de ces déformations initiales sur le comportement du joint comparé aux résultats expérimentaux et basé sur les récents travaux de Blankevoort et Huikes (1988, 1996) et de Blankevoort et al. (1991) nous a permis de modifier celles précédemment introduites par Bendjaballah (Bendjaballah et al., 1995, 1997, 1998; Bendjaballah, 1996; Jilani et al. , 1997) (Tableau 6.1) dans les analyses antérieures. Pour tenir compte de l'enroulement du ligament collatéral médial autour du bord osseux du tibia proximal, une nouvelle formulation d'éléments «wrapping» (Shirazi-Adl, 1994) a été utilisée. Dû aux manques de données expérimentales sur les propriétés mécaniques des capsules, des ligaments transverses et

coronaires, ces derniers n'ont pas été considérés dans le présent modèle; le rôle des capsules dans l'articulation du genou lorsqu'elle est soumise à des forces antéro-postérieures demeurant encore non élucidé (Butler 1980; Gollehon 1987; Piziali, 1980a, 1980b; Race, 1996).

Six zones de contact à grand déplacement ont été considérées dans le modèle actuel. Il s'agit du contact entre le fémur et les ménisques, entre les ménisques et le tibia et entre le fémur et le tibia tant du côté médial que latéral. Le contact entre le fémur et la rotule est modélisé mais non actif pour le moment dans les analyses dans le cadre de ce travail. Le contact a été modélisé par la définition d'un écart limite entre le noeud de contact situé sur l'une des surfaces et la facette cible sur l'autre surface. En dessous de la valeur de cet écart limite (0,25 mm dans le modèle) le contact s'établit par la génération d'un élément uniaxial de section égale à celle de la facette cible qui s'oppose à la pénétration. La force de retour est alors calculée à partir d'une courbe contrainte-déformation modélisant le contact. Toute augmentation importante de cette valeur pourrait augmenter exagérément la zone de contact.

Les changements dans la géométrie de l'articulation (un seul genou numérisé dans notre cas) ainsi que dans les propriétés mécaniques des composants utilisées dans cette étude pourraient, bien entendu, influencer les valeurs des prédictions de façon quantitative mais les tendances globales et les mécanismes devraient demeurer les mêmes. Les analyses dans cette étude ont été concentrées sur l'articulation fémoro-

tibiale. Malgré la présence du patella dans le modèle, l'articulation fémoro-patellaire n'a pas été prise en compte. Cette étude considère les chargements quasi-statiques ce qui ne nécessite pas une analyse dynamique dans le temps. En plus les comportements viscoélastiques et poroélastiques du système ont été négligé, ce qui devient important dans les réponses à long terme ou sous des charges à vitesse élevée.

Hormis ces simplifications dans le modèle, il n'en demeure pas moins que c'est le premier travail dans la littérature qui a étudié le joint fémoro-tibial en flexion passive sans ou avec des charges extérieure et qui contient dans le modèle les composants passifs majeurs de l'articulation. Les modèles numériques existants et rapportés dans la littérature ont souvent négligé certains composants ou ont étudié le joint dans une seule position, la flexion nulle (Bendjaballah, 1995a, 1995b, 1997, 1998; Jilani (1997); Donahue (2000); Li (2001), Mommerteeg, 1996, 1997). Enfin un logiciel maison développé par Shirazi-Adl (1994) a été utilisé pour les fins d'analyses. Néanmoins, plusieurs tentatives d'analyse ont été effectués au début de ces travaux sur des logiciels commerciaux comme ABAQUS 5.7 (1997) et LS-DYNA 936 (1995) en vain, ayant buté sur des problèmes de convergence. Les résultats obtenus lors de cette étude seront commentés et discutés dans les paragraphes qui suivent. Ces résultats concernent plusieurs aspects de la biomécanique de l'articulation fémoro-tibiale, entre autre la cinématique et le mécanisme de transfert de charge.

Le mouvement tridimensionnel de l'articulation du genou est caractérisé par trois translations par rapport à trois axes fixes, médial-latéral, postérieur-anérieur et distal-proximal de même que trois rotations respectives autour de ces axes fixes, flexion-extension, varus-valgus et interne-externe (Fig. 0.8). Il est clair que la manière dont les forces et les déplacements sont appliqués ou les composants sont contraints dans le joint peut influencer grandement les résultats des études, aussi bien en expérimental qu'en numérique (Bendjaballah, 1998; Blankevoort, 1988), et donc toute comparaison adéquate entre les résultats de plusieurs études doit être faite à la lumière d'une telle dépendance. Les conditions aux rives minimales ont été appliquées dans les analyses pour stabiliser la réponse en flexion-extension de l'articulation fémoro-tibiale en permettant le libre mouvement dans toutes les directions sauf la rotation dans le plan sagittal (flexion-extension) qui a été prescrite. Pour ce faire, les rotations en varus - valgus et les rotations interne - externe ont été contraintes sur le fémur alors qu'elles ont été libérées sur le tibia. En revanche, les trois translations associées ont été laissées libres sur le fémur mais fixes sur le tibia. Ces conditions permettent d'assurer la stabilité et la liberté du mouvement de l'articulation du joint pour la gamme de mouvements considérés. De plus ces conditions sont considérées de telle sorte que la position où la charge est appliquée ou là où le déplacement est calculé n'influence pas les résultats.

Selon les conditions aux rives et les paramètres étudiés, chaque analyse a été exécutée en deux ou trois étapes. La première étape de l'analyse est l'étape ligamentaire pour tenir compte de la précontrainte du joint en introduisant des déformations initiales

dans les quatre ligaments majeurs. La fin de cette étape d'analyse est considérée comme la position de référence du joint. Ensuite une deuxième étape, selon le cas, consiste à appliquer le chargement à la flexion nulle jusqu'à la charge maximale qui est de 100N pour les forces antéro-postérieures. Enfin, la charge est maintenue constante dans la dernière étape et le joint est fléchi par incrément de 1° selon l'angle de flexion allant de 10° extension à 90° flexion selon le cas. L'équilibre des forces appliquées, des forces ligamentaires et des forces de contact a été vérifiée à chaque étape d'analyse.

6.2 Cinématique de l'articulation fémoro-tibiale en flexion-extension

Durant la flexion-extension du fémur sans charge extérieure, le tibia a subi une rotation automatique (screw home motion) autour de son axe (distal-proximal) de telle façon qu'une rotation externe est associée à l'extension et une rotation interne à la flexion (Fig. 3.3). La prédiction de 10° de rotation interne à 90° de flexion du joint est dans la moyenne des différents résultats expérimentaux et numériques rapportés dans la littérature (Markolf et al., 1976; Shoemaker et Markolf, 1986; Blankevoort et Huikes, 1988; Kurosawa et al., 1985; Wilson et al., 2000). Le repositionnement de l'axe de flexion-extension en le tournant de $\pm 5^\circ$ autour de l'axe distal-proximal alterne la valeur de cette rotation interne de 14,3° à 4° (Fig. 3.4) montrant ainsi la sensibilité du phénomène de la rotation automatique face à l'axe de flexion. Ce résultat corrobore ceux de certains travaux de la littérature sur l'effet de la position de l'axe de flexion-extension sur la rotation interne du tibia (Blankevoort et Huikes, 1988; Piazza et Cavanagh, 2000). Les faibles prédictions de la rotation varus-valgus (abduction-adduction) du tibia ($<1^\circ$)

lors de la flexion-extension du joint sont en accord avec les résultats expérimentaux rapportés dans la littérature (Blankevoort, 1988; Wilson, 2000). Puisque la rotation dans le plan sagittal (flexion-extension) est appliquée de façon incrémentale (analyse à déplacement contrôlé), le moment de flexion associé à cette rotation est calculée à chaque étape d'analyse. Nos prédictions montrent que ces moments sont plus importants pour un genou contraint en rotation interne-externe et varus-valgus qu'un genou libre de ses rotations (Fig. 6.1).

À la flexion nulle, à l'application des 100N de forces antéro-postérieures sur le fémur, les prédictions pour la translation antéro-postérieure du fémur par rapport au tibia ont été dans les plus petites valeurs pour le tiroir postérieur du fémur et les plus grandes valeurs pour le tiroir antérieur du fémur comparées aux mesures expérimentales rapportées dans la littérature. Une étude comparative a été faite et rapportée dans le tableau 5.2. On note une grande flexibilité du côté postérieur du joint par rapport aux valeurs expérimentales et aussi par rapport au résultat numérique de Bendjaballah et al. (1998), dû aux modifications apportées aux déformations initiales dans le ligament croisé postérieur (Tableau 6.1).

L'excision du ligament croisé antérieur dans le modèle a eu pour effet d'accroître par sept fois le déplacement postérieur du fémur par rapport au tibia à la flexion nulle sous la force fémoral de 100N. La prédiction de 14 mm de laxité associée à l'excision du LCA (Fig. 4.5) est comparable à la gamme de 9,6 mm à 14 mm rapportée dans la littérature (Bendjaballah et al., 1998; Sakane et al., 1997; Woo et al., 1998; Allen

et al., 2000; Kanamori et al., 2000; Fukubayashi et al., 1982; Veltri et al., 1995). Ces résultats montrent clairement que le ligament croisé antérieur est la résistance principale au tiroir postérieur du fémur. Par contre l'excision du ligament croisé postérieur a eu peu d'effet sur la translation antérieure du fémur sous une force fémorale antérieure de 100N à la flexion nulle (Fig. 5.3). Nos prédictions montrent de ce fait qu'à la flexion nulle le LCP n'est pas la résistance primaire au tiroir antérieur du fémur. Toutefois, la combinaison des ruptures du ligament croisé postérieur et du ligament latéral externe a augmenté considérablement la laxité lors du tiroir antérieur du fémur.

Notons enfin que toute comparaison des prédictions des translations durant la flexion sans ou avec des charges antéro-postérieures sur le fémur par rapport aux mesures expérimentales s'avère inapproprié car ces translations dépendent de la position du point considéré pour le calcul ou la mesure de ces translations et qui est dans notre cas le nœud primaire du tibia ou du fémur (Figs. 3.3, 4.6 et 6.2).

6.3 Mécanisme de transfert de charge

En Flexion passive du joint fémoro-tibial sans charge extérieure, les forces des ligaments croisés antérieur et postérieur (LCA et LCP) ont augmenté simultanément après $\sim 30^\circ$ de flexion dès qu'un de ces ligaments devenait actif (Fig. 3.7) atteignant respectivement 71N et 97N à 90° de flexion. Ces résultats sont comparables à ceux obtenus numériquement par Beynnon et al. (1996) qui a rapporté une augmentation des forces des ligaments croisés après 30° de flexion et Wismans et al. (1980) qui a prédit

une augmentation des déformations dans le LCA et le LCP après 40° de flexion. Cette tendance a été prédite aussi par Bach et al. (1995, 1997) en observant une augmentation des déformations de certains faisceaux des deux ligaments croisés après 40° de flexion. Par contre, Wascher et al. (1993) de même que Markolf et al. (1990) ont rapporté une diminution de la force du ligament croisé antérieur en flexion et une légère augmentation de celle du ligament croisé postérieur en flexion. Ces derniers résultats ont été observés dans nos analyses après avoir introduit de très grandes déformations initiales en compression dans le ligament croisé postérieur (- 45%, Fig. 3.9). Les ligaments latéraux interne et externe (LLI et LLE) sont devenus inactifs avec la flexion indiquant leur rôle mineur en flexion, corroborant ainsi certains résultats rapportés dans la littérature notamment ceux de Harfe et al. (1998).

En extension passive pure, tous les ligaments excepté le ligament croisé postérieur ont développé des forces excessives (Fig. 3.7). Ces forces sont d'autant plus grandes que le joint est contraint (Fig. 3.8). Ces prédictions sont en accord avec celles rapportées par Wascher et al. (1993) à 5° d'extension passive.

En tiroir antéro-postérieur du fémur par rapport au tibia et en flexion nulle, nos prédictions ont montré que le ligament croisé antérieur est la principale résistance face à une force fémorale postérieure (Fig. 3.8) alors que les ligaments latéraux interne et externe avec une faible contribution du ligament croisé postérieur ont résisté à la force fémorale antérieure (Fig. 5.5). Par contre en flexion passive sous des forces antéro-

postérieures de 100N, les ligaments croisés (LCA et LCP) deviennent les seules résistances (Figs. 4.9 et 5.6). Une étude comparative de nos prédictions et celles obtenues de la littérature est présentée dans les tableaux 6.3 et 6.4.

Lorsqu'un des ligaments croisés qui résiste à une charge importante est excisé, nos prédictions ont montré que les ligaments latéraux interne et externe deviennent les principales résistances aux forces antéro-postérieures du fémur, que ça soit en flexion nulle (Figs. 4.8 et 5.5) ou en flexion passive (Figs. 4.9 et 5.7). Ces résultats corroborent dans le cas de l'excision du LCA ceux rapportés par Kanamori (2000a) et dans le cas de l'excision du LCP avec les travaux de Höler et al. (1998) et de Kanamori et al. (2000b).

Les ligaments de l'articulation fémoro-tibiale, une fois en tension sous les charges antéro-postérieures et/ou sous les déplacements appliqués, compriment le joint en dépit de l'absence d'une force externe de compression. Le processus de transfert de charges sur les plateaux tibiaux s'effectue à travers les compartiments latéral et médial de l'articulation fémoro-tibiale via les cartilages articulaires ou les ménisques représentant respectivement la partie non couverte et la partie couverte des plateaux tibiaux (Fig. 4.4). Nos résultats montrent que le mécanisme de transfert de charges sur les plateaux est complexe et varie en fonction des conditions aux rives, des angles de flexion et de l'excision d'un des ligaments croisés. En extension pure, le compartiment latéral s'avère le plus comprimé via le ménisque pour un genou libre alors que cette tendance est renversée pour un genou contraint en rotations interne-externe et varus-

valgus (Fig. 3.10), les forces de contact demeurant faibles en flexion pure. Par contre pour le tiroir postérieur du fémur en flexion nulle, l'absence du ligament croisé antérieur a eu comme effet l'augmentation des charges sur le plateau médial de l'articulation via le ménisque médial montrant ainsi son rôle en absence de LCA (Fig. 4.10). Ce couplage entre la rupture de LCA et l'augmentation des charges sur le ménisque médial a été confirmé par les études rapportées dans la littérature (Bendjaballah et al., 1998; Woo et al., 1998; Allen et al., 2000; Kanamori et al., 2000a). Pour le tiroir antérieur du fémur, le transfert de charges s'est fait à travers le compartiment latéral tant dans un genou sain que dans un genou avec une lésion du ligament croisé postérieur et ce via les ménisques (Fig. 5.8). Ces tendances sont toutefois renversées en flexion alors que le plateau médial transfère plus de charge via les cartilages.

Les contraintes axiales de compression sur les éléments du cartilage tibial ont été calculées à chaque étape d'analyse afin d'identifier les zones de contact et leur évolution en flexion-extension. Dans le cas de la flexion pure, la zone de contact sur les plateaux tibiaux, latéral comme médial, s'est déplacée postérieurement au fur et à mesure que l'angle de flexion a augmenté (Fig. 6.3). L'application des forces et/ou déplacements extérieurs a eu comme conséquence une augmentation des contraintes sur les plateaux à la flexion nulle atteignant dans un genou normal des valeurs maximales de 0,5 MPa sous une charge fémorale postérieure de 100N et 0,6 MPa sous une charge fémorale antérieure de 100N comparées à 0,36 MPa en flexion pure, à cause d'une augmentation des forces ligamentaires et donc de l'augmentation de leur composante axiale (Figs. 4.11

et 6.4). En absence du ligament croisé antérieur dans le modèle et à la flexion nulle, cette contrainte a atteint une valeur de 0,8 MPa alors qu'elle est restée inchangée en absence du ligament croisé postérieur. En flexion passive, les contraintes ont varié en fonction du chargement extérieur, toutefois on note une diminution pour de grands angles de flexion. Les prédictions ont montré également qu'une augmentation de la force initiale du LCP due à une variation dans la déformation initiale a eu comme conséquence une augmentation des contraintes sur les plateaux tibiaux. La comparaison avec les résultats expérimentaux n'est pas possible à cause de manque de ces derniers.

6.4 Couplage des ligaments croisés LCA et LCP en flexion

Un remarquable couplage entre les ligaments croisés antérieur et postérieur a été observé durant la flexion passive sans ou avec des charges antéro-postérieures. La contribution mécanique de l'un dépend fortement de l'activation de l'autre et vice versa pour de grands angles de flexion. L'activation du ligament croisé postérieur (LCP) en flexion pure après 30° de flexion a accéléré de façon significative l'augmentation de la force du ligament croisé antérieur (LCA). De même l'activation d'un des ligaments croisés après 50° de flexion sous une charge antéro-postérieure de 100N a accéléré de façon significative l'augmentation de la force de l'autre ligament (Fig 6.5). Par contre lorsqu'un des ligaments croisés est coupé, le cas par exemple du LCA en flexion pure, du LCA sous une charge fémorale antérieure de 100N ou du LCP sous une charge postérieure de 100N, la contribution de l'autre s'amoindrit pour de grands angles de flexion (Fig. 6.6). Tel couplage n'a jamais été rapporté dans la littérature et pourrait se

manifester dans d'autres chargements non considérés dans cette étude. Ces prédictions démontrent l'influence directe de la manière à laquelle une blessure à un ligament croisé peut être traitée sur le comportement mécanique de l'autre croisé en particulier et de l'articulation du genou en général. De telles interactions doivent être prises en considération lors de la gestion de traitement de blessure (par exemple la reconstruction ligamentaire) et de la réhabilitation.

6.5 Évaluation et traitement des lésions

Malgré l'apport d'une imagerie de plus en plus performante et fiable et des tests cliniques de plus en plus améliorés (test de Lachman, tiroir antéro-postérieur, choc rotulien, etc.), le diagnostic des lésions, en particulier la lésion du ligament croisé, demeure encore peu précis dans certains cas. En effet, dans certaines situations il est difficile cliniquement de porter le diagnostic avec certitude à cause des phénomènes douloureux sur les genoux fraîchement traumatisés et de rupture partielle ou de rupture combinée des ligaments, ce qui nécessite des examens complémentaires avant d'entreprendre un traitement. Le test de Lachman par exemple est réalisé sur des genoux fraîchement traumatisés en légère flexion (10° - 30°) sans anesthésie et sa sensibilité varie de 63% à 99% (Donaldson, 1985). De même pour les tests antéro-postérieurs, réalisé aussi sans anesthésie à ~80° de flexion sur des genoux fraîchement traumatisés alors qu'il est difficile d'obtenir de tel angle de flexion du fait des phénomènes inflammatoires et des réactions de défense du blessé qui s'oppose à la translation antéro-postérieure, la sensibilité varie de 33% à 70% (Donaldson, 1985).

Au vu des résultats de laxités antéro-postérieures du fémur par rapport au tibia obtenus à travers cette étude (Figs. 6.7 et 6.8) et du changement de cette laxité par rapport à un genou intact (Figs 5.9 et 6.9), nous en déduisons que :

- en absence du ligament croisé antérieur (LCA), la laxité postérieure augmente de façon monotone entre 0° et 30° de flexion et devient stable après 40° de flexion.
- en absence du ligament croisé postérieur (LCP), on observe une croissance monotone de la laxité antérieure pour tous les angles de flexion.

Ces résultats suggèrent que 30° à 40° est l'angle de flexion optimal pour les tests de diagnostic des lésions associées au LCA alors que les tests de diagnostic du LCP peuvent être faits aux angles de flexion > 40° avec une laxité maximale obtenue à 90° de flexion.

De plus les résultats ont montré que la rupture du LCA a eu comme conséquence une augmentation des charges sur le ménisque médial et rend ainsi vulnérable le ménisque médial en augmentant son risque de blessure. Toute gestion de traitement et de réhabilitation suite à une lésion du LCA devrait tenir compte à court et à long-terme de ce couplage entre le ménisque médial et la lésion du LCA. D'autres couplages entre les composants de l'articulation fémoro-tibiale suite à l'application d'autres charges extérieures autres que celles qui sont appliquées dans cette étude (moments interne-externe et varus-valgus) doivent être prises en compte lors du traitement ou de

remplacement d'un composant de joint ou d'implants de l'articulation afin de restaurer le comportement normal d'un genou blessé.

Tableau 6.1 : Aires de section et déformations initiales des principaux ligaments
utilisées par Bendjaballah (1996) et celles du modèle actuel*

Ligament	Faisceau	Bendjaballah (1996)		Modèle actuel	
		A(mm ²)	ϵ_0	A	ϵ_0
LCA	antéro-médial	21	3.1	21	4
	postéro-latéral	21	1.2	21	4
LCP	antéro-latéral	45	- 1	36	- 28
	postéro-médial	15	- 1	24	- 28
LCL	antérieur	6	5	6	3
	supérieur	6	5	6	3
	postérieur	6	5	6	3
LCM	antérieur	14	4	14	3
	inférieur	7	4	7	3
	postérieur	14	3	14	3

* Les valeurs des déformations initiales sont celles introduites avant l'étape ligamentaire

Tableau 6.2 : Translation antéro-postérieure du tibia sous une charge antéro-postérieure de 100 N à la flexion nulle*

Auteurs	Translation antérieure tibiale (mm)	Translation postérieure tibiale (mm)
Race et Amis (1996)	-	4
Fukubayashi et al. (1982)	4	5
Levy et al. (1982)	3,6	3,4
Gollohen et al. (1987)	4,5	5
Veltri et al. (1995)	4,5	5
Imran et O'Connor (1998)	3	-
Woo et al. (1998)	4,9	-
Rudy et al. (2000)	5,4	-
Grood et al. (1998)	-	2,5
Markolf et al. (1976)	2	2
Höler et al. (1999)	3,1	5,4
Race et Amis (1998)	-	3,5
Allen et al.** (2000)	2	-
Kanamori et al.** (2000)	5,3±1,0	-
Harner et al.** (2000a)	-	7,2
Harner et al.** (2000b)	-	6,9±2,2
Mommersteeg et al.*** (1997)	3,1	-
Bendjaballah et al.*** (1998)	2,1	1,7
Modèle actuel (intact)***	2	7.8

* Les valeurs non accompagnées d'écart type représente une moyenne obtenue à partir des courbes

**force antéro-postérieure de 134N

*** modèle numérique

Tableau 6.3 : Force du ligament croisé antérieur (N) sous une charge de 100 N en fonction de l'angle de flexion*

Auteurs	0°	20°	30°	60°	80°	90°
Vahey et Draganich (1991)	-	82±15	91±23	-	72±18	71±32
Markolf et al. (1996)	150	130	120	80	70	70
Vogrin et al. (2000)	-	-	100	-	-	-
Takai et al. (1993)	127	-	129	-	-	112
Fujie et al. (1995)	88	-	75	60	-	54
Woo et al (1998)	90±17	-	100±21	80±25	-	71±29
Kanamori et al.** (2000)	114	-	106	-	-	71
Zeminski et al.** (2000)	117	-	127	-	-	-
Benjaballah et al. *** (1998)	162	-	-	-	-	-
Modèle actuel (intact) ***	165	152	158	148	168	177
Modèle actuel (-PCL) ***	155	138	166	137	127	125

* Les valeurs non accompagnées d'écart type représente une moyenne obtenue à partir des courbes

**force antéro-postérieure de 134N

*** modèle numérique

Tableau 6.4 : Force du ligament croisé postérieur (N) sous une charge de 100 N en fonction de l'angle de flexion*

Auteurs	0°	20°	30°	60°	80°	90°
Vahey et Draganich (1991)	-	92±36	95±19	-	152±30	138±39
Vogrin et al. (2000)	-	-	80	-	-	-
Fox et al. (1998)	36	-	75	90	-	112
Markolf et al. (1996,1997)	16	-	30	70	-	112
Markolf et al. (1996)	20	30	40	75	100	115
Harner et al.** (1999)	31±10	-	87±24	111±30	-	131±22
Benjaballah et al. *** (1998)	100	-	-	-	-	-
Modèle actuel (intact) ***	14.5	104	115	151	227	245
Modèle actuel (- ACL) ***	13.3	105	117	142	162	155

* Les valeurs non accompagnées d'écart type représente une moyenne obtenue à partir des courbes

**force antéro-postérieure de 134N

*** modèle numérique

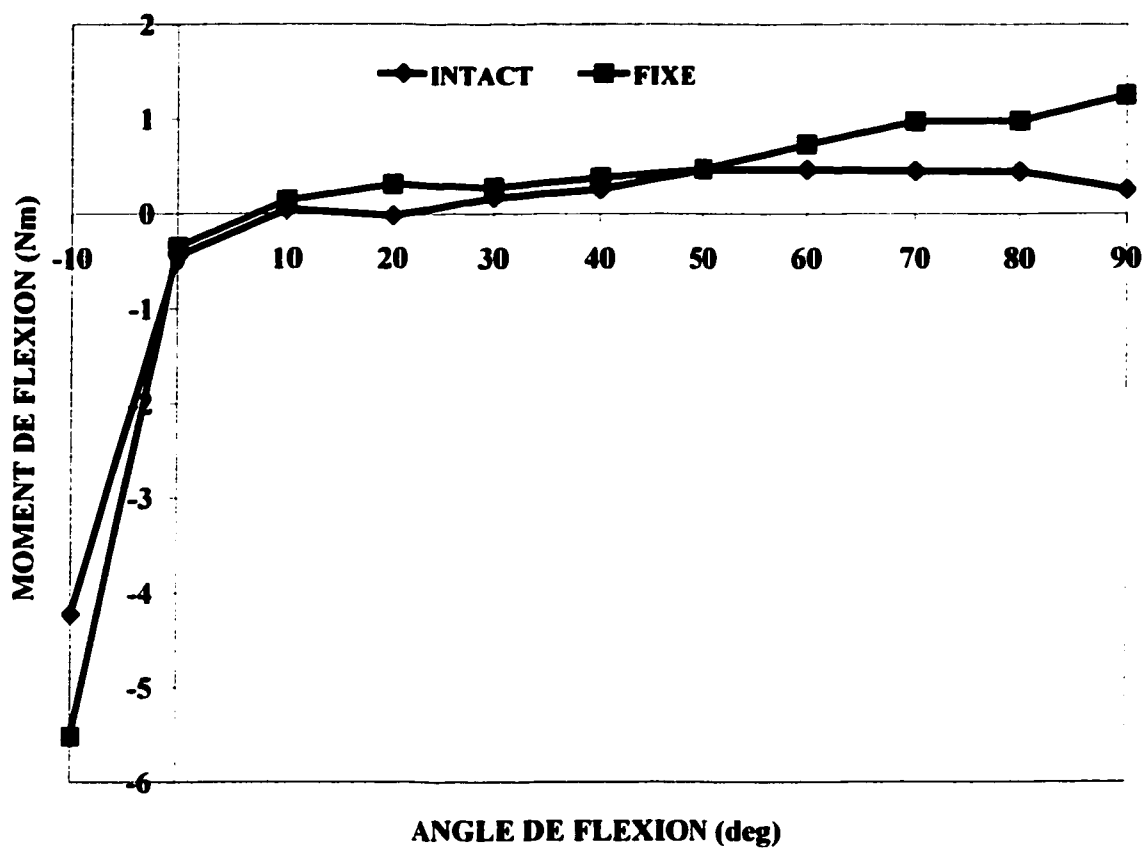


Figure 6.1 : Prédiction de moments résistants de flexion en fonction de l'angle suite à la rotation appliquée.

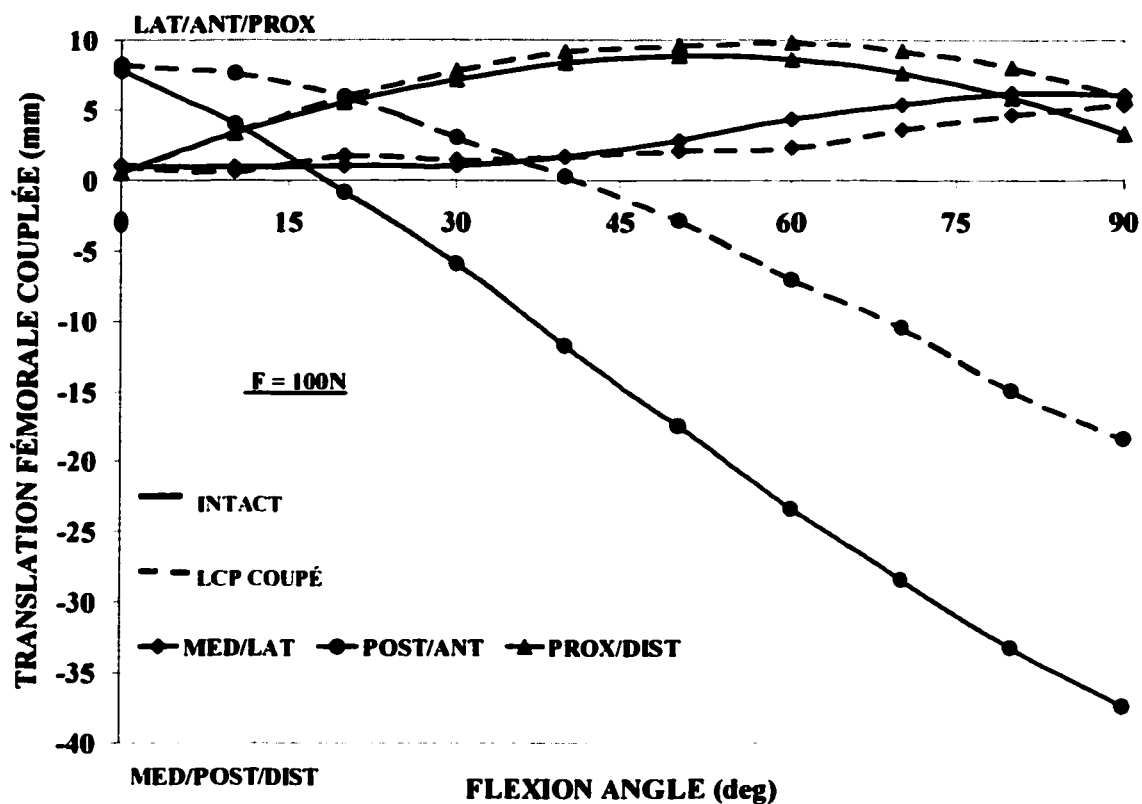


Figure 6.2 : Prédiction de la variation des translations couplées pour le joint fémoro-tibial en flexion sous une charge fémorale postérieure de 100N dans un genou sain et un genou ayant le LCP coupé.

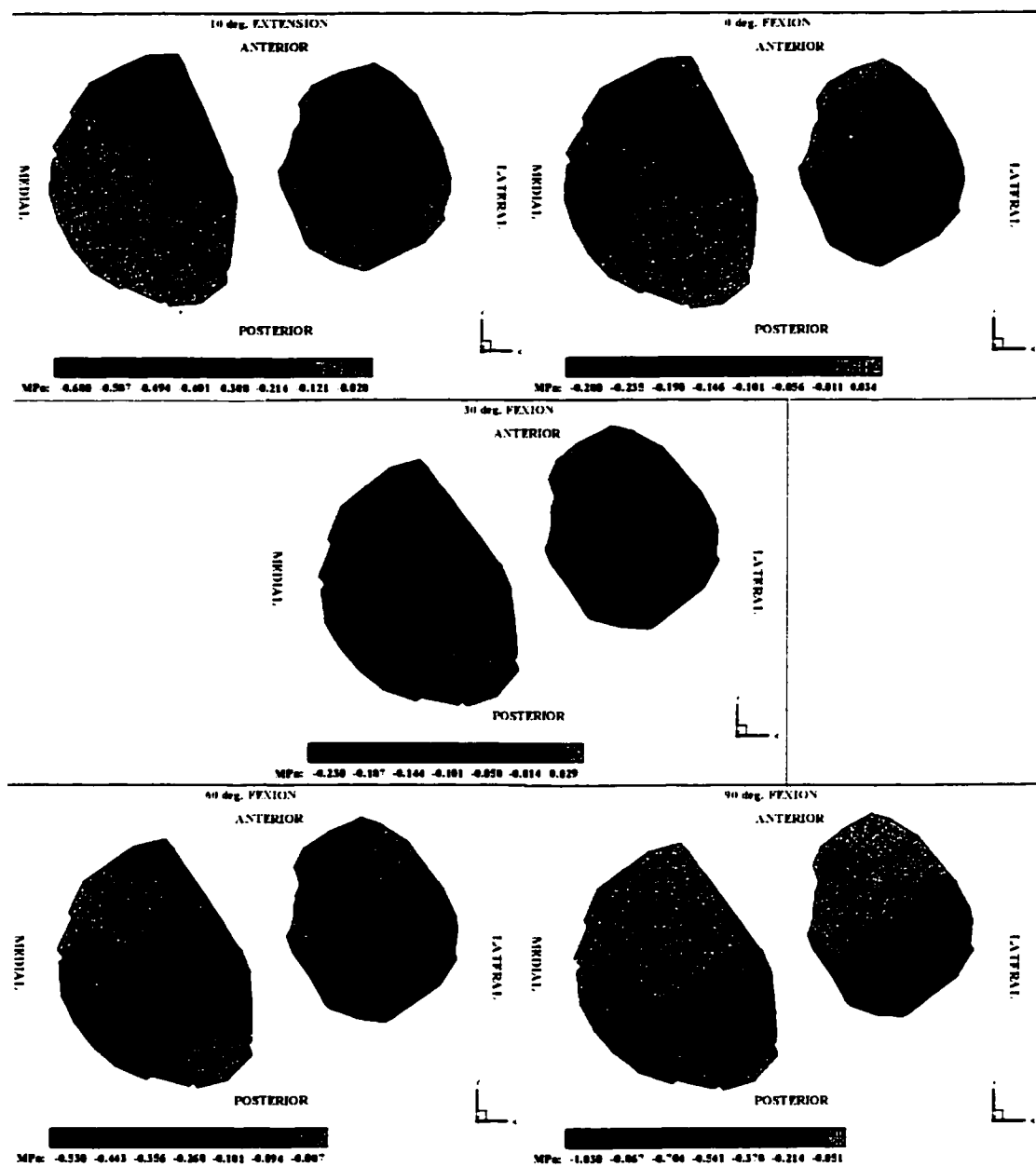


Figure 6.3 : Contrainte axiale au centroïde des éléments supérieurs du cartilage tibial au niveau des surfaces articulaires dans un genou sain en flexion pure à différents angles de flexion.

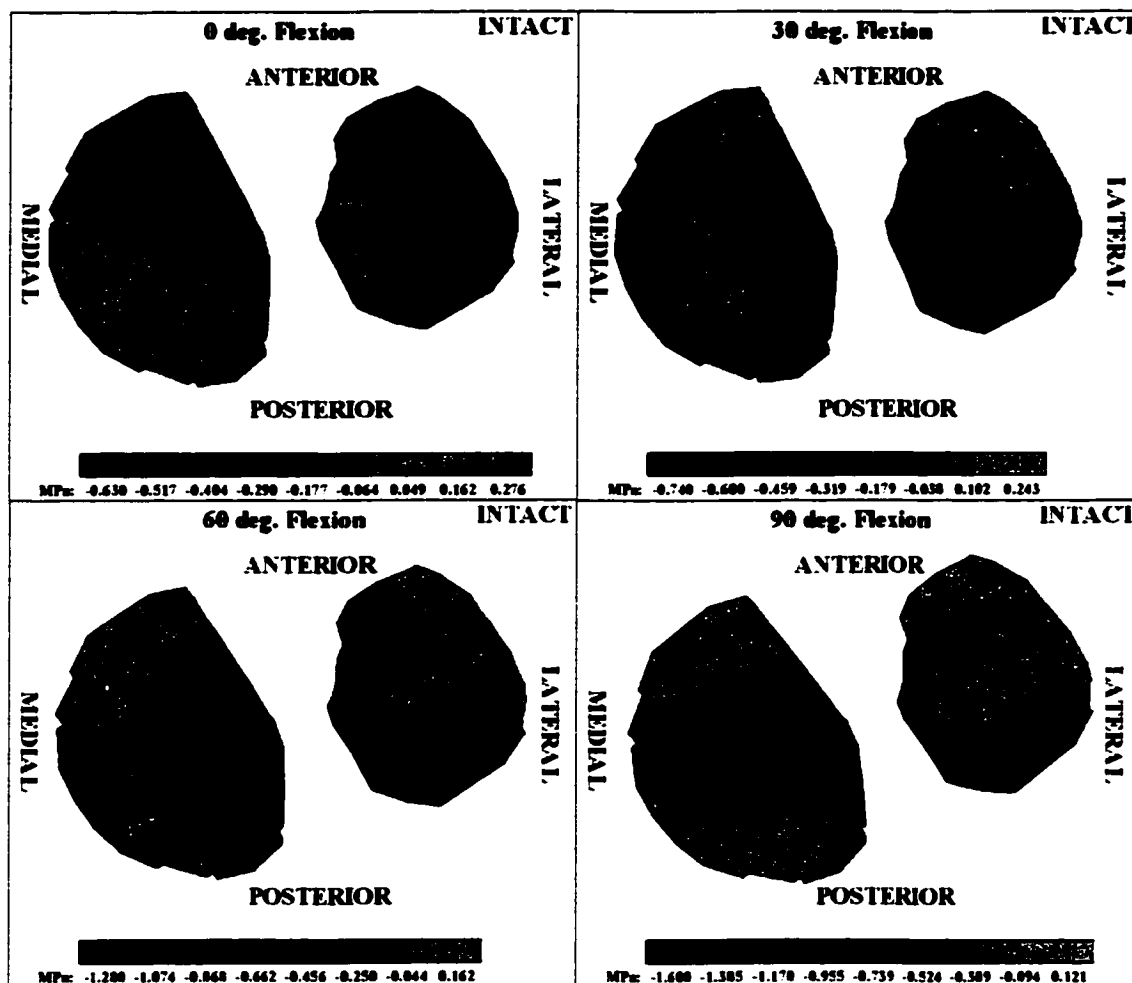


Figure 6.4 : Contrainte axiale au centroïde des éléments supérieurs du cartilage tibial au niveau des surfaces articulaires dans un genou sain sous une charge fémorale antérieure de 100N à différents angles de flexion.

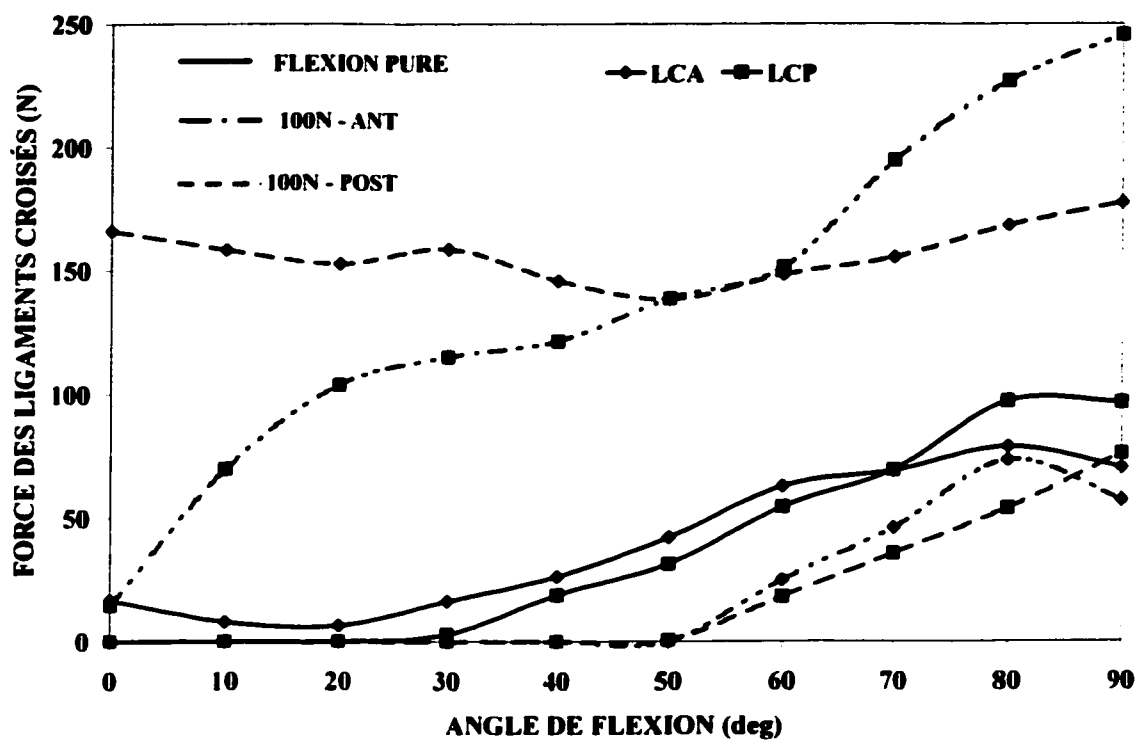


Figure 6.5 : Effet du couplage entre les ligaments croisés LCA et LCP : cas du genou sain en flexion sans ou avec une précharge antéro-postérieure de 100N.

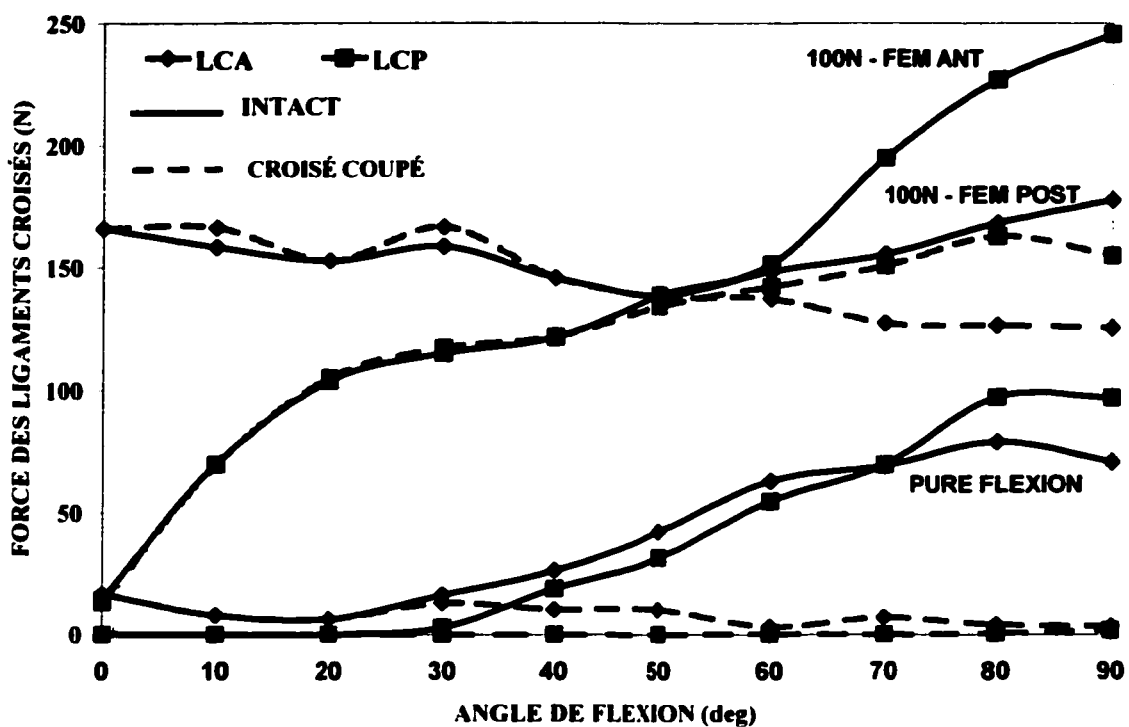


Figure 6.6 : Effet d'amoindrissement dû à l'absence d'un ligament croisé sur le comportement de l'autre en flexion sans ou avec une précharge fémorale antéro-postérieure de 100N.

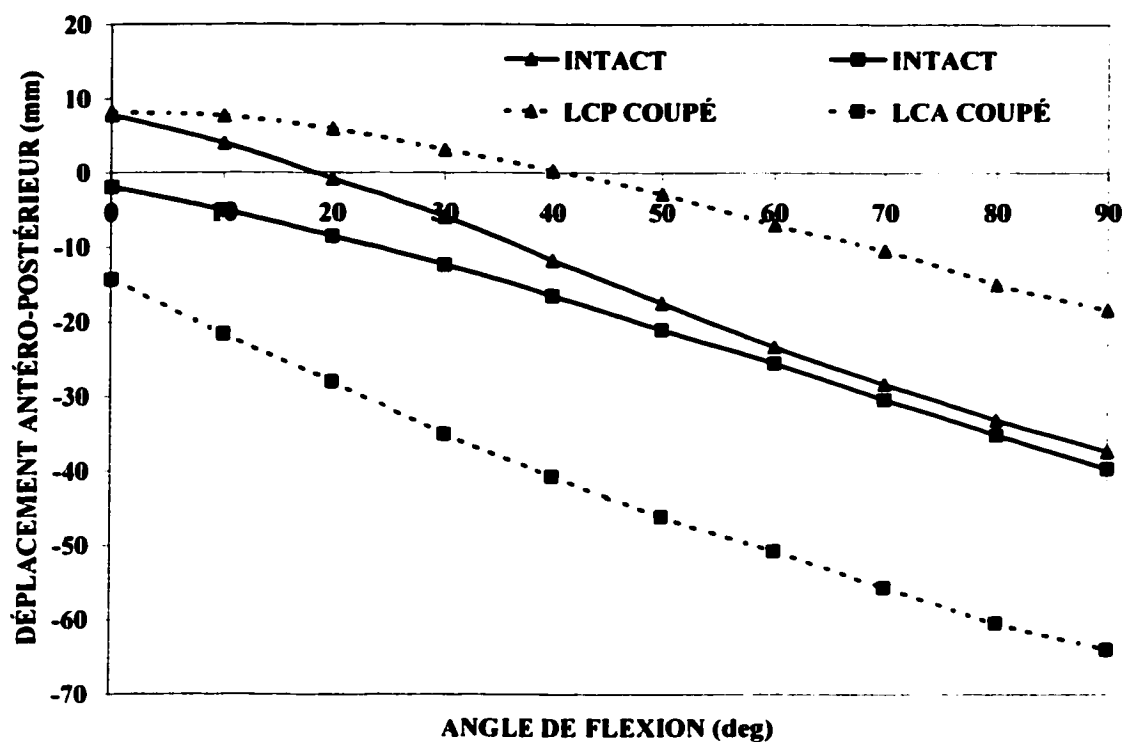


Figure 6.7 : Laxités antéro-postérieures dans un genou normal et dans un genou avec une déficience d'un ligament croisé en flexion sous des charges antéro-postérieures de 100N.

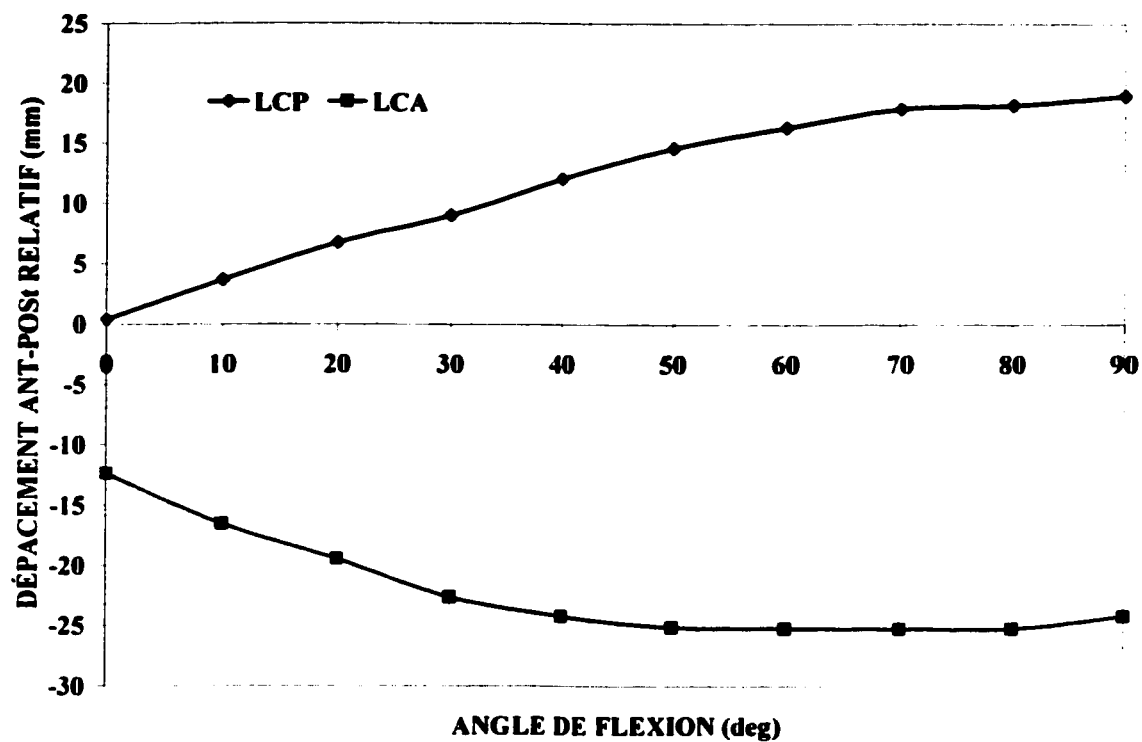


Figure 6.8 : Laxités antéro-postérieures relatives en cas d'absence d'un ligament croisé en flexion sous des charges antéro-postérieures de 100N.

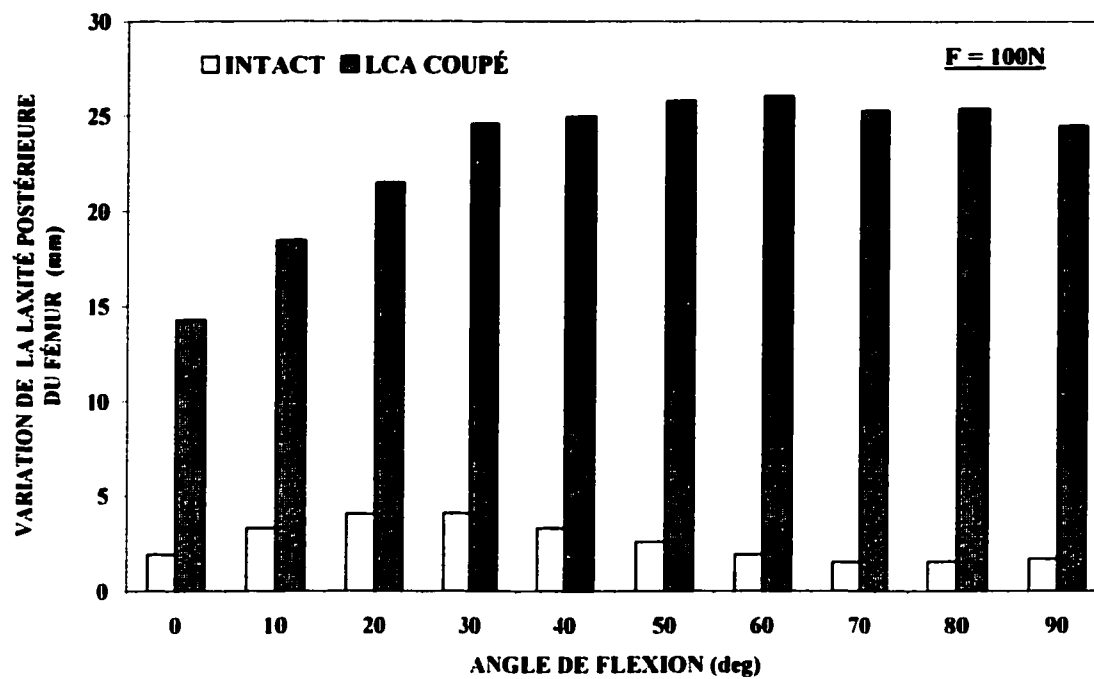


Figure 6.9 : Prédiction de la variation de la laxité postérieure du fémur soumis à une charge postérieure de 100N à différents angles de flexion sans ou avec rupture de LCA

CONCLUSION

Ce travail présente pour la première fois une alternative aux expériences in-vitro et in-vivo sur les genoux qui sont parfois invasives, ardues et coûtent très cher en équipement. Certains résultats comme les forces ligamentaires et les forces de contact ainsi que les contraintes dans les ménisques et cartilages sont souvent très difficile à mesurer voire impossible. L'avantage premier de ce travail est de pouvoir étudier le joint fémoro-tibial en flexion à différentes conditions aux rives et en absence de certains composants sans changer d'échantillon comme c'est le cas des expériences in-vitro où l'excision d'un ligament ou l'ablation d'un ménisque rend l'échantillon inutilisable pour d'autres fins de mesures. En effet, les modèles mathématiques reconnus comme moyen efficace d'étudier des systèmes biomécaniques deviennent rentables pour simuler des comportements de structures biologiques saines ainsi que modifiées par une blessure ou un traitement chirurgical. Comme ces modèles doivent être validés expérimentalement, la modélisation mathématique et les études expérimentales sont souvent considérées comme deux stratégies interdépendantes qui sont complémentaires l'une de l'autre.

Basé sur un modèle reconstitué de genou d'un donneur féminin de 27 ans et validé numériquement en position de flexion nulle sous des charges extérieures par Bendjaballah et al. (1998), le modèle initial composé de deux structures osseuses (tibia, fémur) et leurs cartilages articulaires, de ménisques et de quatre ligaments principaux (deux croisés, deux latéraux) a été raffiné et intensivement analysé en flexion passive

sans ou avec des charges extérieures. Les charges antéro-postérieures ainsi que les déplacements ont été appliqués sur le fémur. Les conditions aux rives ont été bien choisies pour garantir la stabilité et la mobilité sans contrainte du joint. Les analyses nous ont permis d'obtenir des résultats très prometteurs pour le diagnostic, la reconstruction et la réhabilitation suite à une lésion ligamentaire.

En flexion pure, les analyses ont montré que :

- les déformations initiales et donc la précontrainte du joint de l'articulation ont une influence considérable sur le comportement en flexion notamment sur les forces ligamentaires et sur la rotation automatique (screw home motion) qui consiste à avoir une rotation interne du tibia associée à la flexion et une rotation externe associée à l'extension,
- le positionnement de l'axe de flexion-extension (axe médial-latéral) peut influencer cette rotation automatique,
- en extension, excepté le ligament croisé postérieur, les forces ligamentaires sont très grandes quelque soit les conditions aux rives

En flexion avec un tiroir postérieur du fémur, les résultats ont montré que le ligament croisé antérieur est la principale résistance face à la charge fémorale postérieure de 100N pour tous les angles de flexion. Son excision transfère les charges sur les ligaments latéraux interne et externe de même que sur le ménisque médial créant ainsi un couplage entre le LCA lésé et le ménisque médial. De plus l'excision du LCA a

augmenté considérablement la laxité postérieure du fémur d'environ sept fois à la flexion nulle par rapport au cas du genou sain.

Pour un tiroir antérieur du fémur, les ligaments latéraux interne et externe sont les ligaments résistant à la charge fémorale antérieure de 100N à la flexion nulle; la contribution du ligament croisé postérieur étant faible (~ 15% de la charge maximale de 100N à 90° de flexion). Par contre en flexion, le ligament croisé postérieur devient la principale résistance à la charge antérieure du fémur. L'excision du LCP n'a pas influencé le comportement global en extension complète alors qu'en flexion, elle contribue à augmenter le rôle mécanique des ligaments latéraux LLE et LLI. La combinaison de l'excision du LCP avec celle du LLE a eu pour effet une augmentation de la laxité antérieure du fémur de plus de 5 fois par rapport au genou sain à la flexion nulle.

Pour tous les cas étudiés, le processus de transfert de charge sur les plateaux tibiaux via les ménisques et les cartilages articulaires est très complexes et dépend des conditions aux rives et des forces ligamentaires donc de leur activation ou de leur absence dans l'articulation fémoro-tibiale.

Enfin, un couplage remarquable a été observé entre le ligament croisé antérieur et le ligament croisé postérieur durant de flexion de telle façon que toute activation de l'un de ces ligaments durant la flexion entraîne une activation de l'autre et vice versa.

RECOMMANDATIONS

Le modèle utilisé lors de cette étude est basée sur la reconstruction d'un seul échantillon cadavérique par tomographie assistée par ordinateur en association avec des routines de génération de maillage. Pour continuer dans le sens de ces travaux, il serait souhaitable d'obtenir des maillages de plusieurs genoux, surtout avec l'arrivée des systèmes très sophistiqués d'imagerie par résonance magnétique de plus en plus disponibles permettant de reconstruire simultanément des structures osseuses et des tissus mous en association avec les routines de génération de maillage, afin d'obtenir des résultats exhaustifs fiables des phénomènes qui sont développés dans l'articulation du genou. Ces résultats pourront permettre de mettre en place un protocole plus sophistiqué et plus fidèle de remplacement d'un composant de joint ou d'implants de l'articulation afin de restaurer le comportement normal d'un genou blessé.

Pour le modèle actuel, des analyses doivent être poursuivies sur le rôle des autres composants de l'articulation en flexion passive notamment le rôle des ligaments latéraux interne et externe en appliquant les moments d'adduction-abduction (varus-valgus) ainsi que les moments interne et externe de même que l'effet de l'ablation des ménisques sur les charges transférées sur les autres composants notamment les plateaux tibiaux lors de l'application des charges extérieures. L'ajout de la capsule articulaire, des ligaments transversaux, de Humphrey et de Wrisberg pourra rendre plus complet le modèle pour

des analyses passives de l'articulation du genou. Aussi la prise en compte de l'anisotropie et la non-homogénéité ainsi que le comportement poroélastique et viscoélastique dans la modélisation du cartilage devrait être envisagé plus tard pour des analyses dynamiques dans le temps ou sous des charges à vitesse élevée. Des essais également doivent être faits avec les nouvelles versions des logiciels commerciaux notamment Abaqus pour pouvoir bénéficier du côté visuel qui est devenu de plus en plus performant pour ces nouveaux outils.

Enfin, l'incorporation de la rotule dans le modèle ainsi que l'activation des muscles en particulier les quadriceps devraient compléter cette étude en flexion sans ou avec des charges extérieures afin de proposer un protocole de diagnostic des lésions des composants du joint et aider les chirurgiens orthopédistes dans leur prise de décision lors du traitement et de réhabilitation.

BIBLIOGRAPHIE

1. ABAQUS 5.7 (1997), Kibbitt, Karlsson & Sorensen, Inc, U.S.A.
2. ABDEL-RAHMAN E. et HEFZY M.S. (1993), "Two-dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint", J Biomech. Eng., 115(4) 357-365.
3. ABDEL-RAHMAN E. et HEFZY M.S. (1993), "Three-dimensional Dynamic Modeling of the Tibio-Femoral Joint", 1993 Advances in Bioengineering, ASME BED Vol. 26, 315-318.
4. ABDEL-RAHMAN E., AFJEH A. et HEFZY M.S. (1994), "Improved Solution Algorithm for the Determination of the 3-D Dynamic response of the Tibio-Femoral Joint" in, Biomedical Engineering Recent Developments. Proc of 13th Southern Biomed Eng. Conf., Washington DC, 368-371.
5. ABDEL-RAHMAN E., HEFZY M.S. et AFJEH A. (1994), "Determination of the three-dimensional Dynamic Response of the tibio-femoral Joint Using a DAE Solver," 1994 Advances in Bioengineering, ASME BED Vol. 28, 421-422.
6. AHMED A.M. et BURKE D.C. (1983), "In-Vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints – Part I: Tibial surface of the knee", J of Biomech Eng., 105, 216-225.
7. AHMED A.M., BURKE D.C. et YU A., (1983), "In-Vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints – Part II: Retropatellar surface ", J Biomech Eng., 105, 226-236.

8. ALLEN CR, WONG EK, LIVESAY GA, SAKANE M, FU FH, WOO SL-Y, (2000), "Importance of medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee", J Orthopaedic Res., Vol. 18, No1, 109-115.
9. AAOS (2000) American Academy of Orthopaedic Surgeons: <http://www.aaos.org/>
10. ANDERSON D.R., WOO S.Y-L., KWAN M.K. et GERSHUNI D.H. (1991) "Viscoelastic shear properties of the equine medial meniscus", J Orthop Res 9, 550-558.
11. ANDRIACCHI T.P., MIKOSZ R.P., HAMPTON S.J. et GALANTE J.O. (1983). "Model studies of stiffness characteristics of the human knee joint", J Biomech, 16, 23-29.
12. ASPDEN R.M. (1985), "Model for the function and failure of the meniscus". Eng. Med., 199, 119- 122.
13. ATESHIAN G.A., SOSLOWSKY L.J. et MOW V.C. (1991). "Quantification of articular surface topography and cartilage thickness in knee joints using stereophotogrammetry", J Biomech, 24, 761-776.
14. ATESHIAN G.A. (1993), "B-spline least-square surface-fitting for articular surfaces of diarthroidal joints", J Biomech Eng., 115, (4), 366-373.
15. ATESHIAN G. A. et WANG H. (1995), "A theoretical solution for the frictionless rolling contact of cylindrical biphasic articular cartilage layers", J Biomech., v. 28, No. 11, 1341-3155.

16. ATESHIAN G.A., KWAK S.D., SOSLOWSKY L.J. et MOW V.C. (1994), "Stereophotogrammetric method for determining in situ contact area in diarthrodial joints, and a comparison with other methods", J Biomech, 27(1), 111-124.
17. ATESHIAN G. A., LAI W. M., ZHU W. B. et MOW V. C. (1994), " An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers " J Biomech., 27, 11, 1347-1360.
18. BACH J. M., HULL M. L. et PATTERSON H. A. (1995) "Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the ACL", BED-Vol. 31, Advances in Bioengineering, ASME 1995, pp. 215-216.
19. BACH, J. M., HULL M. L. et PATTERSON H. A. (1997) "Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament", J. Biomech., 30 (3), pp. 281-283.
20. BAROCAS V. H. et TRANQUILLO R. T. (1997a), " An anisotropic biphasic theory of tissue-equivalent mechanics : the interplay among cell traction, fibrillar network, deformation, fibril alignment, and cell contact guidance ", J Biomech. Eng., v. 119, 137-145.
21. BAROCAS V. H. et TRANQUILLO R. T. (1997b), "A finite element solution for the anisotropic biphasic theory of tissue-equivalent mechanics : the effect of contact guidance on isometric cell traction measurement", J Biomech. Eng., v. 119, 261-268.

22. BENDJABALLAH M.Z., SHIRAZI-ADL A. et ZUKOR D.J. (1995), "Biomechanics of the human knee joint in compression: Reconstruction, mesh generation and finite element analysis", The Knee, 2 (2) 69-79.
23. BENDJABALLAH M.Z., (1996), "Modélisation et analyse par éléments finis d'un genou humain", Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Canada.
24. BENDJABALLAH M.Z., SHIRAZI-ADL A. et ZUKOR D.J. (1997), "Finite element analysis of the human knee joint in varus-valgus", Clinical Biomech., 12 (3), 139-148.
25. BENDJABALLAH M.Z., SHIRAZI-ADL A. et ZUKOR D.J. (1998), "Biomechanics response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces", Clinical Biomech., 13, 625-633.
26. BERGFELD J., MCALLISTER D., PARKER R.D., et al. (2001) "A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstruction", Am J Sports Med 29, 129-136.
27. BEYNNON B., YU J., HUSTON D., FLEMING B., JOHSON R., HAUGH L. et POPE M.H. (1996) "A sagittal plan model of the knee and cruciate ligaments with application of a sensitivity analysis", ASME J. Biomech Eng., 118, pp. 227-239.
28. BLANKEVOORT L. et HUISKES R., (1988), "The envelope of passive knee joint motion", J Biomech., 21, (9), 705-720.
29. BLANKEVOORT L., KUIPER J.H., HUISKES R. et GROOTENBOER H.J., (1991), "Articular contact in a three-dimensional model of the knee", J Biomech., 24 (11), 1019-1031

30. BLANKEVOORT L. et HUISKES R., (1991), "Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee", J Biomech Eng., 113, (3), 263-269.
31. BLANKEVOORT L. et HUISKES R., (1996), "Validation of a three-dimensional model of the knee", J Biomech., 29, (7), 955-961.
32. BRENAN K.E., CAMPBELL S.L. et PETZOLD L.R. (1989), "Numerical Solution Of Initial-Value Problems in Differential-Algebraic Equations, North Holland Elsevier Sci.
33. BRIANTIGAN O.C. et VOSHELL A.F. (1941) "The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint", J Bone Joint Surg., 23-A, 44-46.
34. BULLOUGH P.G., MUNUREA L., MURPHY J. et WEINSTEIN A.M. (1970) "The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure", J Bone Joint Surg., 52-B, 564-570.
35. BUTLER D.L., NOYES F.R. et GROOD E.S. (1980) "Ligament restraints to anterior-posterior drawer in the human knee", J Bone Joint Surg., 62-A, 259-270.
36. BUTLER D. L., GROOD E. S., NOYES F. R., ZERNICKE R. F. et BRACKETT, K. (1984) "Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia", J. Biomech., 17, pp. 579-596.
37. BUTLER D. L., KAY M.D. et STOUFFER D.C. (1986) "Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments", J. Biomech., 19, pp. 425-432.
38. CAILLIET R. (1984) "*Le genou*", 2e édition, éd. Masson, Paris, France

39. DONAHUE T.D., HULL M.H., RASHID M.M. et JACOBS C.R., (2000), "Finite element model of the human knee joint to study tibio-femoral contact mechanics", *BED-Vol. 28, Advances in Bioengineering*, 155-156
40. DONALDSON W.F., WARREN R.F. et WICKIEWICZ T. (1985) "A comparison of acute anterior cruciate examinations", *Am J Sports Med* 13, 5-9.
41. DORTMANS L., JANS H., SAUREN A. et HUSON A. (1991), "Nonlinear dynamic behavior of the human knee joint Part I: Postmortem Frequency.Domain Analysis", *J Biomech Eng.*, 113, 387-391.
42. DORTMANS L., JANS H., SAUREN A. et HUSON A. (1991), "Nonlinear dynamic behavior of the human knee joint Part II: Time-domain analyses: Effects of structural damage in postmortem experiments", *J Biomech Eng.*, 113, 392-396.
43. DYNA3D, Version 936 (1995), "Nonlinear dynamic analysis of structures in three dimensions", Livermore Software Technology, U.S.A.
44. ENGIN A.E. et TÜMER S.T. (1993), "Improved dynamic model of the human knee joint and its response to impact loading on the lower leg". *J Biomech Eng.*, 115(2), 137-143.
45. ESSINGER J.R., LEYVRAZ P.F., HEEGARD J.K. et ROBERTSON D.D. (1989), "Mathematical model for the evaluation of the behavior during flexion of condylar-type knee prostheses", *J Biomech*, 22, (11) 1229-1241.
46. FAIRBANK T. (1948), "Knee changes after menisectomy", *J Bone Joint Surgery*, 30B, 666-670.

47. FANELLI G.C. (2001) "*Posterior cruciate ligament injuries*", ed. Springer, New York, USA
48. FITHIAN D.C., KELLY N.I.A. et MOW V.C. (1990), "Material properties and structure-function relationships in the menisci", Clinical Orthopaedic Rel. Res., 252, 19-31.
49. FOX R.Y., HARNER C.D. et SAKANE M., et al. (1998) "In situ force in human posterior cruciate ligament: a cadaveric study", Am J Sports Med, 26, 395-401.
50. FRANK E. H. et GRODZINSKY A. J. (1987), " Cartilage electromechanics – II. A continuum model of cartilage electrokinetics and correlation with experiments ". J Biomech., v. 20, No. 6, 629-639.
51. FUJIE H., LIVESAY G.A., WOO S. L-Y., KASHIWAGUSHI S. et BLOMSTROM G. (1995), "The use of a universal force-moment sensor to determine in-situ force in ligaments", J Biomech Eng., 117, (2), 1-7.
52. FUJIKAWA K., SEEDHOM B.B. et WRIGHT V. (1983), "Biomechanics of the patello-femoral joint- Part I: A study of the contact area and the congruity of the patello-femoral compartment and movement of the patella", J Eng. Med., 12, 3-11.
53. FUKUBAYASHI T., TORIZILLI P.A., SHERMAN M.F. et WARREN R.F. (1982), "In-vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee", J Bone Jt Surg, 64A, 258-264
54. FULKERSON J.P. (1982), "Awareness of the retinaculum in evaluating patello-femoral pain", Am J Sports Med., 10, 147-149.

55. GILL H.S. et O'CONNOR J.J. (1996) "Biarticulating two-dimensional computer model of the patello-femoral joint, Clinical Biomech, 11(2), 81-89.
56. GIRGIS F.G., MARSHALL J.L. et MONAJEM A. (1975) "The cruciate ligaments of the knee: Anatomical, functional and experimental analysis", Clin Orthop Relat Res, 106, 216-231.
57. GOLLEHON D.L., TORIZILLI P.A. et WARREN R.F., (1987), "The role of posterolateral and cruciate in the stability of human knee", J Bone Jt Surg, 69A, 233-242.
58. GROOD E.S., STOWERS S.F. et NOYES F.R. (1988) "Limits of movement in the human knee: Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures". J Bone Joint Surg, 70-A, 88-97.
59. HARFE D. T., CHUINARD C. H., ESPINOZA L. M. et THOMAS K. A. (1998) "Elongation patterns of the collateral ligaments of the human knee", Clin. Biomech., 13(3), 163-175.
60. HARNER C.D., JANAUSHEK M.A., KANAMORI A., MA C.B., VOGRIN T.M. et WOO S.L-Y. (1999), "Effet of knee flexion angle and tibial position during graft fixation on the biomechanics of a PCL reconstructed knee", 45th Annual Meeting, Orth Res. Soc., Anaheim, California, U.S.A., 23.
61. HARNER C.D., JANAUSHEK M.A., KANAMORI A., et al. (2000) "Biomechanical analysis of a double-bundled posterior cruciate ligament reconstruction", Am J Sports Med, 28, 144-151.

62. HARNER C.D., VOGRIN T.M., WOO S.L-Y. (2001) "Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament", in: Posterior cruciate ligament injuries of Fanelli GC, ed. Springer, 3-22.
63. HEEGAARD J., LEYVRAZ P.F., CURNIER A., RAKOTOMANANA L. et HUISKES R. (1995), "Biomechanics of human patella during passive knee flexion", J Biomech. 28(11), 1265-1279.
64. HEEGAARD J., LEYVRAZ P.F. et HOVEY C.B. (2001), "A computer model to simulate patellar biomechanics following total knee replacement: the effects of femoral component alignment", Clin. Biomech. 16, 415-423.
65. HEFZY M.S., GROOD E.S. et ZOGHI M., (1987), "Axisymmetric finite element model of the meniscus", ASME Advances in Bioengineering, New York, 51-52.
66. HEFZY M.S. et GROOD E.S., (1988), "Review of Knee Models", Appl Mech. Rev., 41(1), 1-13
67. HEFZY M.S. et GROOD E.S., (1982), "An analytical technique for modeling knee joint stiffness, Part I: Ligamentous forces", J Biomech. Eng., 104, 330-337.
68. HEFZY M.S. et GROOD E.S., (1983), "An analytical technique for modeling knee joint stiffness, Part II: Ligamentous geometric nonlinearities", J Biomech. Eng., 105, 143-152.
69. HEFZY M.S., JACKSON W.T., SADDEMI S.R. et HSIEH Y.F. (1992), "Effects of tibial rotations on patellar tracking and patello-femoral contact area", J Biomed. Eng., 14, 329-343.

70. HEFZY M.S. et YANG H. (1993), Three-dimensional anatomical model of the human patello-femoral joint to determine patello-femoral motions and contact characteristics, J Biomed Eng., 15, 289-302.
71. HEFZY M.S. et COOKE T.D.T., (1996), "Review of Knee Models: 1996 update", Appl Mech. Rev., Vol.49, No 10, part 2, S187-S193
72. HEHNE W. (1990), "Biomechanics of the patello-femoral joint and its clinical relevance", Clinical Orthopaedic Rel Res., 258, 73-85.
73. HENCHE H.R., KUNZI H.U. et MORSCHER E. (1981), "Areas of contact pressure in the patello-femoral joint", Int. Orthopaedics, 4, 279-281.
74. HIROKAWA S., (1991), "Three-dimensional mathematical model analysis of the patello-femoral joint", J Biomech, 24, 659-671, 1991.
75. HÖLER J, HARNER CD, VOGGIN TM, et al. (1998) "In situ forces in the posterolateral structures of the knee under posterior tibial loading in the intact and posterior cruciate ligament-deficient knee", J Orthop. Res., 16, 675-681.
76. HOU J. S., HOLMES M., LAI W. M. et MOW V. C. (1987), "Boundary conditions at the cartilage-synovial fluid interface for joint lubrication and theoretical verifications", J Biomech. Eng., v. 111, 78-87.
77. HUBERTI H.H. et HAYES W.C. (1988), "Contact pressures in chondromalacia patellae and the effects of capsular reconstructive procedures", J Orthopaedic Res., 6, 499-507.

78. HUISKES R. et BLANKERVOORT L. (1990), "Relationship Between Knee Joint Motion and Articular Surface Geometry", in: *Biomechanics of Diarthrodial Joints*, of Mow et al., Springer-Verlag, NY, II, 269-286.
79. ICIS (2000) Institut Canadien d'Information sur la Santé (Canadian Institut for health Information CIHI) <http://www.cihi.ca/>
80. IMRAN A. et O'CONNOR J.J. (1998), "Control of knee stability after ACL injury or repair: interaction between hamstrings contraction and tibial translation", Clinical Biomech., 13(3), 153-162.
81. JANS H., DORTMANS L., SAUREN A. et HUSON A. (1988). "Experimental approach to evaluate the dynamic behavior of the human knee", J Biomech Eng., 110, 69-73.
82. JILANI A., SHIRAZI-ADL A. et BENDJABALLAH M.Z., (1997), "Biomechanics of the human tibio-femoral joint in axial rotation", The Knee, 4, 203-213.
83. KANAMORI A., SAKANE M. et ZEMINSKI J. (2000a) "In-situ force in medial and lateral structures of intact and ACL-deficient knees", J Orthop Science, 5, 567-571.
84. KANAMORI A., VOGGIN T.M., YAGI M., et al. (2000b) "Effects of PCL-deficiency on the soft tissues of the knee and joint contact forces", 46th Annual Meeting, Orthop Res Soc, Orlando, Floride, 0485.

85. KELLY M.A., FITHIAN D.C., CHERN K.Y. et WOO S.L-Y. (1990) "Structure and function of the meniscus: Basic and clinical implications", in: *Biomechanics of diarthrodial joints*, Vol 1, of Mow et al., ed. Springer-Verlag, 191-211.
86. KUROSAWA H., WALKER P. S., ABE S., GARG A. et HUNTER T. (1985) "Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design", J. Biomech. **18**(7), pp. 487-499.
87. LEVY I.M., TORIZILLI P.A. et WARREN R.F., (1982), "The effect of medial meniscectomy on anterior-posterior motion of the knee", J Bone Jt Surg, 64A, 883-888
88. LI G., RUDY T.W., ALLEN C.R., et al. (1998) "Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate ligament: A porcine study", J Orthop Res 16, 122-127.
89. LI G., LOPEZ O. et RUBASH H. (2001), "Variability of three-dimensional finite element model reconstructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis", J Biomech Eng., 123, 341-346.
90. LI L.P., BUSCHMANN M.D. et SHIRAZI-ADL A. (2000), "A fibril reinforced nonhomogeneous poroelastic model for articular cartilage: inhomogeneous response in unconfined compression", J Biomech., 33, 1533-1541.
91. LI L.P., SOULHAT J., BUSCHMANN M.D. et SHIRAZI-ADL A. (1999), "Nonlinear analysis of cartilage in unconfined ramp compression using a fibril reinforced poroelastic model", Clinical Biomech., 14, 673-682.

92. LING M. et DRAGANICH L.F., (1990), "Knee motion and ligament length changes during quadriceps generated extension", 36th Annual Meeting, Orthopaedic Res. Soc., New Orléans, 516.
93. MAK A. F., LAI W. M. et MOW V. C. (1987), "Biphasic indentation of cartilage – I theoretical analysis ", J Biomech., v. 20, No. 7, 703-714.
94. MARKOLF K. L., MENSCH J. S. et AMSTUTZ H.C. (1976), "Stiffness and laxity of the knee – The contributions of the supporting structures", J. Bone Jt. Surg., Am. Vol. 58, pp. 583- 594.
95. MARKOLF K. L., GOREK J. F., KABO M., SHAPIRO M. M. et FINERMAN G. A .M. (1990) "Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament", J. Bone Jt. Surg., Am. Vol. 72, 4, pp. 557- 567.
96. MARKOLF K.L., BURCHFIELD D.M., SHAPIRO M.M., CHA C.H., FINERMAN G.A.M. et SALUTERBECK J.L., (1996), "Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patella ligament allograft", J Bone Jt Surgery, 78A, 1728- 1734.
97. MARKOLF K.L., SALUTERBECK J.L., ARMSTRONG K.L., SHAPIRO M.M., CHA C.H. et FINERMAN G.A.M., (1996), "Effects of combined knee loading on posterior cruciate ligament force generation ", J Orthop. Res., Vol. 14, No. 4, 633- 638.
98. MARKOLF K.L., SALUTERBECK J.L., ARMSTRONG K.L. et al. (1997) "A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with graft,

Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament", J Bone Joint Surg 79-A, 3, 381-386.

99. MARKOLF K.L., WILLEMS M.J., JACKSON S.R. et al. (1998) "In situ calibration of miniature sensors implanted into the anterior cruciate ligament – Part 1: Strain measurements", J Orthop Res, 16, 465-463.
100. MATTHEWS L.S., SONSTEGARD D.A. et HENKE J.A. (1977), "Load bearing characteristics of the patello-femoral joint" Acta Orthopaedic Scand, 48, 511-516.
101. MOEINZADEH M.H., ENGIN A.E. et AKKAS N. (1983), "Too dimensional dynamic modeling of human knee joint, J Biomech., 16(4), 253-264
102. MOEINZADEH M.H. et ENGIN A.E (1988), "Dynamic Modeling of the Human Knee Joint: In Computational Methods", Bioengineering Proc. of 1988 WAM ASME, Chicago IL, Nov 27-Dec 2, BED-Vol. 9,145-156.
103. MOGLO K.E. et SHIRAZI-ADL A. (2002), "Biomechanics of passive knee joint in drawer: Load transmission in intact and ACL-deficient joints", Submitted to The Knee, Fevrier, 2002
104. MOGLO K.E. et SHIRAZI-ADL A. (2002), "Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint flexion – A finite element analysis", Submitted ASME J Biomech. Eng., Mai, 2002
105. MOGLO K.E. et SHIRAZI-ADL A. (2002), "On the PCL and PCL-ACL coupling in the knee joint under posterior femoral drawer: A finite element study", Submitted to Am J Sport Med., Mai, 2002

106. MOMMERSTEEG T.J.A., HUISKES R., BLANKEVOORT L., KOOLOOS J.G.M., KAUER J.M.G. et MAATHUIS P.G.M. (1996), "A global verification study of a quasi-static knee model with multi-bundle ligaments", J Biomech., 29, (12), 1659-1664.
107. MOMMERSTEEG T.J.A., HUISKES R., BLANKEVOORT L., KOOLOOS J.G.M. et KAUER J.M.G., (1997), "An inverse dynamics approach to determine the restraining function of human knee ligament bundles", J Biomech., 30, (2), 139-146.
108. MOW V.C., ATESHIAN G.A. et SPILKER R.L. (1993), "Biomechanics of diarthrodial joints: A review of twenty year of progress", J Biomech Eng., 115, 460-467.
109. MOW V. C., KUEI S. C., LAI W. M. et ARMSTRONG C. G. (1980), "Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression : theory and experiments ", J Biomech. Eng., v. 102, 73-102
110. MOW V. C., HOLMES M. et LAI W. M. (1984), " Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: review ", J Biomech., v. 17, No. 5, 377-394.
111. NEWTON P.M. et MOW V.C. (1992), "Effects of strain rate on the tensile properties of bovine meniscus", Trans Orthopaedic Res. Soc., 17, 626.
112. PIAZZA S. J. et CAVANAGH P. R., 2000, "Measurement of the screw home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment", J. Biomech., 33, pp. 1029-1034.

113. PIZIALI R.L., RASTEGAR J., NAGEL D.A. et al. (1980) "The contribution of cruciate ligaments of the load-displacement characteristics of human knee joint", J Biomech Eng, 102, 277-283.
114. PIZIALI R.L., SEERING W.P., NAGEL D.A. et al. (1980) "The function of the primary ligaments of the knee in anterior-posterior and medial-lateral motions", J Biomech., 13, 777-784.
115. PROCTOR C.S., SCHMIDT M.B., WHIPPLE R.R., et al. (1989) "Material properties of the normal medial bovine meniscus", J Orthop Res 7, 771-782.
116. RACE A. et AMIS A.A. (1996), "Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: An analysis of bundle function in A-P drawer", J Biomech, 29, 873-879.
117. REIDER B., MARSHALL J.L. et RING B. (1981), "Patellar tracking", Clinical Orthopaedic Res., 157, 143- 148.
118. REITHMEIER E. et PLITZ W. (1990), "Theoretical and numerical approach to Optimal positioning of the patellar surface replacement in a total knee endoprosthesis", J Biomech, 23, 883-892.
119. RUDY TW, SAKANE M, DEBSKI RE, WOO SL-Y, (2000), "The effect of the point application of anterior tibial loads on human knee kinematics", Clinical Biomech., 33, 1147-1152.
120. SKAGGS D.L., WARDEN W.H. ET MOW V.C. (1994) "Radial tie fibers influence the tensile properties of the bovine medial meniscus", J Orthop Res 12, 176-185.

121. SAKANE M, FOX RJ, WOO SL-Y, et al. (1997) "In-situ forces in the anterior cruciate ligaments and its bundles in response to anterior tibial load", J Orthop Res, 15, 285-293.
122. SAUREN A., HUSON A. et SCHOUTEN R.Y. (1984), "Axisymmetric finite element analysis of the mechanical function of the meniscus", Int. J Sports Med., 5, 93-95.
123. SCHREPPERS G., SAUREN A. et HUSON A. (1990), Numerical model of the load transmission in the tibio-femoral contact area", J Eng. Med., 204, 33-59.
124. SHIRAZI-ADL A., AHMED A.M. et SHRIVASTAVA S.C. (1986), "A finite element study of lumbar motion segment subjected to pure sagittal plan moments", J Biomech. 19, 331-350.
125. SHOEMAKER S.C. et MARKOLF K.L. (1986). "Role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee: effects of partial versus total menisectomy", J Bone Jt Surgery, 63A, 71- 79.
126. SIMON B. M. (1986), " Multiphase poroelastic finite element models for soft tissue structures", App. Mech, Rev, v. 45, No. 6, 191-218 .
127. SKAGGS D.L. et MOW V.C. (1990), "Function of the radial tie fibers in the meniscus", Trans Orthopaedic Res. Soc, 15, 248.
128. SOSLOWSKY U., FLATOW E.L., BIGLIANI L.U., PAWLUK P.J., ATESHIAN G.A. et MOW V.C. (1992), "Quantification of in situ contact areas at the glenohumeral joint: A biomechanical study, J Orthopaedic Res.,10, 524-534.

129. SOULHAT J., BUSCHMANN M.D. et SHIRAZI-ADL A. (1999), "A fibril-network-reinforced biphasic model of cartilage in unconfined compres", J Biomech. Eng., 121, 340-347.
130. SPILKER R.L., DONZELLI P.S. et MOW V.C. (1992), "Transversely isotropic biphasic finite element model of the meniscus", J Biomech, 25, 1027- 1045.
131. STOLLER D.W. (1999) "Interactive knee: Radiology Edition Version 1.0", Primal Pictures Ltd, San Fransico, USA
132. SUH J.-K. et SPILKER R. L. (1994), "Indentation analysis of biphasic articular cartilage : nonlinear phenomena under finite deformation ", J Biomech. Eng., v. 116, 1-9
133. THISSAKHT M. et AHMED A.M. (1990), "Effect of tibial axial rotation on knee menisci: A finite element study", Trans Orthopaedic Res. Soc. 15, 243.
134. THISSAKHT M., MARCHAND F. et AHMED A.M. (1991), "Nonlinear finite element analysis of the knee menisci: A composite- reinforced model", Trans Orthopaedic Res. Soc. 16, 294.
135. THISSAKHT M. et AHMED A.M. (1995), "Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material", J Biomech, 28(4), 411-422.
136. TÖMER S.T. et ENGIN A.E. (1993), "Three-body segment dynamic model of human knee", J Biomech Eng. 115(4), 350-356.
137. VAHEY J.W. et DRAGANICH L.F., (1991), "Tensions in anterior and posterior cruciate ligaments of the knee during passive loading: predicting ligament loads from in situ measurements ", J Orthopaedic Res.,9 (4),529-538.

138. VAN KAMPEN A. et HUISKES R. (1990), "Three-dimensional tracking pattern of the human patella", J Orthopaedic Res., 8, 372-382.
139. VAN EIJDEN T., KOUWENHOVEN E., VERBURG J. et WEIJS W.A. (1986), "Mathematical model of the patello-femoral joint", J Biomech. 19, 219-229.
140. VELTRI D.M., DENG X-H., TORIZILLI P.A., WARREN R.F. et MAYNARD M.J. (1995), "The role of cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee: a biomechanical study ", American Journal of Sports Medicine, Vol 23, No4, 436-443.
141. VOGGIN T.M., ZEMINSKI J., RUDY T.W. et al. (2000) "Function of anterior and posterior cruciate ligaments: effect of age and gender", 46th Annual Meeting, Orthop Res Soc, Orlando, Floride, 0782.
142. WALKER P.S. et GARG A. (1991), "Range of motion in total knee arthroplasty: A computer analysis", Clinical Orthopaedic and Rel. Res., 262, 227-235.
143. WASCHER D. C., MARKOLF K. L., SHAPIRO M. M. et FINERMAN G. A. M. (1993) "Direct in vivo measurement of forces in the cruciate ligaments", J. Bone Jt. Surg., Am. Vol. 75,3, pp. 377- 386.
144. WILSON J., FEIKES J. D., ZAVATSKY A. B. et O'CONNOR J. J. (2000) "The component of passive knee movement are coupled to flexion angle", J. Biomech., 33, pp. 465-473
145. WISMANS J., VELDPAUS F. et JANSSEN J, (1980), "A three-dimensional mathematical model of the knee-joint", J Biomech., 13, 677-685

146. WOO S.L-Y., ROSS J.F., MASATAKA S. et GLEN A.L. (1998), "Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics", The Knee, 5, 267-288.
147. YAMAGUCHI G.T. et ZAJAC F.E. (1989), "planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism", J Biomech, 22, 1-10.
148. YANG H. et HEFZY M.S. (1994), "Effects of Advancing the Tibial Tuberosity and Changing the Q-Angle on Patello-Femoral Motions and Contact Forces", Trans Orthopaedic Res Soc, New Orleans.
149. ZEMINSKI J., KANAMORI A., YAGI M., DESKI R.E., FU F.H. et WOO S.L-Y. (2000), "A biomechanics evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction in response to rotational loads" BED-Vol.48, Advances in Bioengineering, ASME 2000, 7-8.
150. ZHU W., CHERN K.Y. ET MOW V.C. (1994), "Anisotropic viscoelastic shear properties of bovine meniscus", Clinical Orthopaedic Rel Res., 306, 34-45.
151. ZOGHI X., HEFZY M.S., JACKSON W.T. et FU K.C. (1992), "Three-dimensional Morphometrical Study of the Distal Human Femur, J Eng. Med., Issue #3, 206, 147-151.