



Titre: Modélisation et analyse par éléments finis d'un genou humain
Title:

Auteur: Mohamed Zoubir Bendjaballah
Author:

Date: 1996

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Bendjaballah, M. Z. (1996). Modélisation et analyse par éléments finis d'un genou humain [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/8949/>

 Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/8949/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Aboulfazl Shirazi-Adl
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MODÉLISATION ET ANALYSE PAR ÉLÉMENTS FINIS
D'UN GENOU HUMAIN

MOHAMED ZOUBIR BENDJABALLAH
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR (Ph. D.)
(GÉNIE MÉCANIQUE)

OCTOBRE 1996



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

Our file Notre référence

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

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

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

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

0-612-26410-6

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée:

MODÉLISATION ET ANALYSE PAR ÉLÉMENTS FINIS
D'UN GENOU HUMAIN

présentée par: BENDJABALLAH Mohamed Zoubir

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

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

M. CHAABAN Ahmad, Ph.D., Président

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

M. PARNIANPOUR Mohammad, Ph.D., membre

M. BUSHMANN Michael, Ph.D., membre

À mes parents pour avoir
tant voulu ce moment,
À ma petite famille,
À mes frères et soeurs,
À mes amis ...

REMERCIEMENTS

Ce travail de recherche a été réalisé conjointement à la Section de Mécanique Appliquée du Département de Génie Mécanique et à l'Institut de Génie Biomédical de l'École Polytechnique de Montréal.

Je tiens à adresser mes remerciements les plus sincères à mon directeur de recherche, Monsieur A. Shirazi-Adl, pour son soutien constant et son apport considérable jusqu'à l'accomplissement de cette thèse.

J'exprime également mes remerciements à Monsieur David Zukor, chirurgien affilié à l'université McGill et directeur de Département d'Orthopédie à l'Hôpital Juif de Montréal dont le précieux apport sur le plan clinique a permis la bonne réalisation de cette étude.

Je remercie particulièrement Monsieur Ahmad Chaaban, professeur au Département de génie Mécanique, Monsieur Mohammad Parnianpour, Professeur à The Ohio State University et Monsieur Michael Buschmann, professeur à l'Institut de Génie Biomédical pour avoir accepté de faire partie de mon jury d'examen de thèse.

Ma profonde gratitude revient à Messieurs Yves Martel, Auteur de plusieurs applications en imagerie utilisées lors de la première partie de ce travail, André Bleau et Gildas Perrot, administrateurs système au Département de Génie Biomédical de l'Université de Montréal et au Laboratoire de Recherche en Biomécanique et Biomatériaux de l'École Polytechnique de Montréal.

RÉSUMÉ

Le genou humain est l'une des articulations les plus complexes du corps humain. Dotée de surfaces articulaires peu congruentes, cette structure doit concilier des impératifs totalement opposés comme celui de transmettre des charges très importantes et assurer la mobilité de la jambe par rapport à la cuisse. D'un point de vue anatomique, l'emplacement distal du genou par rapport au centre de gravité du corps induit sur l'articulation des charges de compression pouvant atteindre 4 à 7 fois le poids du corps durant des activités journalières telles que la marche, le jogging ou la montée d'escaliers. Les charges agissant sur l'articulation du genou durant la pratique de certains sports de performance comme le football, le ski ou le hockey sont beaucoup plus imposantes et du même fait, responsables de milliers de blessures et traumatismes liés au genou tels que la distension ou rupture des ligaments et la déchirure des ménisques ainsi que les processus dégénératifs qui en découlent telle la dégénérescence du cartilage (arthrite).

Durant les deux dernières décennies, et dans le but de mieux cerner le comportement biomécanique du genou humain, des modèles analytiques et d'éléments finis avec différents degrés de précision et de raffinement se sont présentés comme une alternative fiable et un complément de moindre coût aux méthodes expérimentales courantes. Ces modèles constituent des outils de choix lors des études expérimentales d'une part pour décider d'une méthodologie de déroulement d'une expérience ou bien pour interpréter les résultats expérimentaux. Dans le domaine clinique, ces modèles seront d'un apport certain lors de l'évaluation des procédures chirurgicales et serviront lors du design des substituts ligamentaires, méniscales et des joints artificiels car toute condition d'altération peut être simulée par de simples modifications aux données initiales.

Dans cette optique, un modèle d'éléments finis du genou humain a été élaboré en fusionnant les techniques basées sur la tomographie assistée par ordinateur et la modélisation par éléments finis. Ce modèle se démarque des précédents modèles numériques du fait qu'il reproduit d'une manière beaucoup plus précise la géométrie de toutes les composantes d'un spécimen de genou humain, représente aussi bien l'articulation fémorotibiale que fémopatellaire, tient compte de la déformabilité des tissus mous et de l'aspect composite des ménisques, considère les principaux ligaments du genou ainsi que l'enroulement du ligament latéral interne sur le tibia et son attachement à la périphérie du ménisque interne, traite l'articulation qui s'opère au niveau du joint et le mécanisme d'enroulement du ligament latéral interne autour du tibia par des problèmes de contact sans friction à grands déplacements, et enfin, permet d'appliquer des chargements et conditions cinématiques multiples et simule des carences et déficiences variées.

La reconstruction de la géométrie d'un spécimen de genou humain droit provenant d'un donneur de sexe féminin âgé de 27 ans est entreprise basée sur une acquisition d'images tomographiques obtenue à partir d'un scanner 'Pickers 1200SX'. Cette étape a été suivie d'une numérisation des surfaces articulaires et d'une série de mesures effectuée sur le spécimen. Ces données, une fois injectées dans les routines de génération de maillages et fusionnées avec les données pour les propriétés de matériaux choisies de la littérature, vont servir à la génération d'un modèle 3-D d'éléments finis de tout le genou. Le modèle ainsi généré est utilisé dans des analyses élastostatiques nonlinéaires dans lesquelles on a simulé une charge de compression axiale atteignant 1000N appliquée sur la partie fémorale de l'articulation fémorotibiale en extension. Les effets des conditions aux rives ainsi que ceux d'une méniscotomie totale sont analysés. Un comportement nonlinéaire du déplacement axial en fonction de la compression appliquée est observé avec

des déplacements couplés significatifs. À 1000N, les plateaux se partagent la compression plus ou moins équitablement quand la rotation axiale fémorale est fixée alors que dans le cas inverse, le plateau externe résiste à une charge sensiblement supérieure. Les ménisques contribuent au mécanisme de transfert de cette charge en transmettant au moins 30% de la charge. L'ablation des ménisques altère sensiblement la cinématique du joint, cause une augmentation dans la contrainte maximale en compression au sein du cartilage et réduit les zones de contact.

Similairement, pour une position d'extension de l'articulation fémorotibiale, la rotation en varus-valgus en réponse à des moments en varus-valgus est nonlinéaire avec des déplacements couplés non négligeables. Des moments assez petits sont suffisants pour basculer l'articulation en varus ou en valgus avec un contact s'opérant sur un plateau seulement, interne en varus et externe en valgus. Les ligaments latéraux sont les principaux freins contre ce genre de chargement dû à leurs emplacements anatomiques favorables. En plus des effets des conditions aux rives sur les résultats, les conséquences d'une lésion du ligament latéral externe en varus et interne en valgus sont analysées. Ainsi, les ligaments croisés, mal positionnés, développent des tensions très élevées pour compenser l'absence du ligament latéral pénalisant par le même fait les plateaux tibiaux qui subissent alors des charges compressives plus importantes.

Lors d'un chargement par tiroirs antéro-postérieurs, une analyse préliminaire a été effectuée dans le but de comparer la réponse du genou à deux modes de chargement différents soit un tiroir fémoral en maintenant les déplacements couplés sur le tibia libres ou vice versa. Une réponse nonlinéaire pour l'articulation fémorotibiale en extension est ainsi observée, caractérisée par une laxité antéro-postérieure d'environ 9mm à $\pm 400\text{N}$.

Une restriction sur les mouvements couplés du tibia affecte considérablement les résultats avec comme effet marquant, une réduction drastique de la laxité. Une section d'un des ligaments croisés résulte en une instabilité très marquée de l'articulation avec des laxités antéro-postérieures de 6 à 7 fois celle du cas intact. L'ablation du ménisque externe n'a eu que peu d'effets sur la cinématique du genou alors que la méniscotomie interne causa une altération marquée des déplacements primaires et couplés.

Dans cette étude nous avons évalué, entre autre, la contribution des ménisques au mécanisme de transfert de charges lors des différents chargements à partir des composantes axiales des forces de contact agissant sur les zones exposées et couvertes du cartilage tibial. Nous avons confirmé la vulnérabilité du ménisque interne lors du tiroir fémoral postérieur avec déficience du ligament croisé antérieur et lors d'un varus avec déficience du ligament latéral externe. En effet, la partie postérieure épaisse du ménisque agit comme butée de freinage contre un déplacement postérieur excessif et une rotation interne du fémur et doit par conséquent être préservé dans la mesure du possible lors d'une méniscotomie. L'ablation des ménisques sollicite les couches de cartilage qui se verront à haut risque de développer une dégénérescence. D'autre part, les tensions développées dans les ligaments croisés lors du tiroir antéro-postérieur et d'un varus-valgus avec déficience de l'un des ligaments latéraux sont considérables. Bien qu'en dessous de la charge ultime, ces forces peuvent être encore plus importantes en présence de chargements combinés et causer par conséquent des lésions aux ligaments croisés.

Les résultats obtenus en termes de cinématique du genou, mécanisme de transmission de charge, tensions dans les ligaments, forces et pressions de contact pour les cas de chargement traités sont en accord avec les mesures expérimentales.

ABSTRACT

The knee joint is one of the most complex articulations in the human body. Having slightly conforming articular surfaces, the knee joint fulfills two tasks with opposite demands of transmitting very high loads through the articulation while providing the necessary flexibility and mobility of the leg with respect to the thigh. From an anatomical point of view, the superficial position of the knee joint in the body exposes it to injuries and impacts. Moreover, the distal location of the joint below the center of gravity of the body causes compressive loads as high as 4 to 7 times the body weight during day to day activities such as walking, jogging or ascending stairs. Although yet unmeasured, the loads acting on the articulation during some aggressive athletic activities such as football, ski or hockey are suspected to be much larger and could, thus, be responsible for thousands of knee injuries and degenerative processes like the ligamentous rupture, partial or total meniscal tears and their subsequent trauma affecting the articular cartilage (osteoarthritis).

During the last two decades, several analytical and finite element models with different degrees of accuracy and sophistication have been introduced. Such model studies constitute reliable and low cost means to complement experimental investigations. They can be useful tools for analyzing complex biological systems, interpreting experimental observations and designing new experimental procedures. A mathematical model analysis of the knee joint is, thus, useful for quantitative investigation of knee joint biomechanics, evaluation of existing surgical and diagnostic procedures and design of artificial joints. Various physical and clinical conditions can relatively easily be modeled and analyzed by appropriate alterations of the input data.

Merging the computer-assisted tomography technique along with the finite element modeling, the present finite element model is distinguished from the previous models for taking into account the presence of the knee components with accurate geometries, both tibiofemoral and patellofemoral articulations, compliant articular cartilage layers and nonhomogeneous composite nature of the menisci, major knee ligaments including the wrapping of the medial collateral ligament around the proximal tibial edge and its attachment to the periphery of the medial meniscus, articulation of the femoral and tibial cartilage layers with each other as well as with the intervening menisci and the wrapping mechanism of the medial collateral ligament which are treated as general large displacement frictionless contact problems, and finally, several loading and kinematic conditions as well as various types of alterations and injuries.

A fresh frozen right human knee joint of a 27-year-old woman was chosen to reconstruct the detailed geometry of the bony structures using a 'Picker 1200SX' computerized tomography (CT) system. Owing to the poor visibility of the soft tissues on CT images, direct digitization of articular surfaces and measurements were also used. These data were then merged with a mesh generation algorithm and material properties reported in the literature to develop a detailed three dimensional nonlinear model of the knee joint.

Nonlinear elastostatic analyses were carried out considering the tibiofemoral articulation in its full extension position under compressive loads of up to 1000N applied to the femoral shaft. The effects of boundary conditions and total bilateral meniscectomy on the overall response were also analyzed. The joint exhibits a nonlinear stiffening response in the axial direction with large coupled displacements. At 1000N, the load

transferred through the joint was shared nearly equally between lateral and medial plateaus when the femoral axial rotation was constrained whereas it was greater on the lateral plateau as the axial rotation was left free. The menisci contributed to the load-bearing mechanism by transmitting at least 30% of the compressive load. Total bilateral meniscectomy altered the joint kinematics, increased the contact stresses and reduced the contact areas.

Under varus-valgus moments of up to $\pm 15\text{N}\cdot\text{m}$, the joint response was nonlinear with large coupled displacements. The fully extended tibiofemoral articulation demonstrated varus or valgus openings under rather small moments in which the articulation occurred at one plateau only, medial in varus and lateral in valgus. The collaterals were anatomically the best positioned ligaments to resist varus-valgus moments. Effects of boundary conditions as well as removal of the collaterals were further analyzed. Due to their less effective position in resisting varus-valgus moments, the cruciates developed larger tension to compensate the loss of restraining force caused by section of collaterals resulting in an increased compression penalty on the tibial plateaus.

In anterior-posterior drawers, the laxity of the tibiofemoral articulation at full extension was slightly sensitive to whether the load was applied on the tibial shaft while keeping the coupled femoral motions unconstrained or vice versa. Nonlinear stiffening response of the primary displacement with increasing applied anterior-posterior forces was observed leading to a total primary laxity of about 9mm at $\pm 400\text{N}$. Constraint on all coupled motions of the tibia markedly diminished the joint laxity. Section of either cruciate ligaments drastically increased the joint laxity by about 6 to 7 times. While lateral meniscectomy had only small effects on the overall joint kinematics, excision of the medial

meniscus substantially altered both primary and coupled joint motions.

In this study, the contribution of the menisci to load-bearing function of the knee was demonstrated by evaluating the portion of the axial compartmental load transmitted through the meniscus (ie, covered zone) as compared with that passing through the entire covered and exposed cartilage zones. The vulnerability of the medial meniscus during both posterior femoral drawer in cruciate ligament-deficient joint and varus moments in lateral collateral-deficient joint was confirmed. The medial meniscus experienced large forces through its posterior third acting as an efficient wedge against excessive femoral posterior displacements and internal rotations supporting the clinical observations recommending the preservation whenever possible of the posterior horn during medial meniscectomy. Tensile forces developed in the cruciates during anterior-posterior drawers and varus-valgus moments in collateral ligament-deficient joint were very large. The cruciates are, therefore, at high risk of failure, specially when other modes of loading are also present.

The overall predictions of the tibiofemoral model in terms of joint kinematics, mechanism of load-transmission across the articulation, tensile forces in ligaments and contact forces or pressures on the plateaus for the specific loading cases considered in this work are in good agreement with reported experimental measurements.

TABLES DES MATIÈRES

DÉDICACES	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ	vi
ABSTRACT	x
TABLES DES MATIÈRES	xiv
LISTE DES TABLEAUX	xviii
LISTE DES FIGURES	xviii
LISTE DES ABRÉVIATIONS	xxiv
 1 INTRODUCTION	 1
1.1 GÉNÉRALITÉS	1
1.2 LE GENOU HUMAIN: DE L'ANATOMIE À LA BIOMÉCANIQUE	3
1.3 REVUE BIBLIOGRAPHIQUE	12
1.3.1 Études expérimentales	12
1.3.2 Modèles analytiques et d'éléments finis	17
1.4 BUT DE LA RECHERCHE	20
1.5 PLAN DE LA THÈSE	22

2 ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DU GENOU HUMAIN EN COMPRESSION: RECONSTRUCTION, GÉNÉRATION DE MAILLAGE, ET ANALYSE PAR ÉLÉMENTS FINIS

ARTICLE I: BIOMECHANICS OF THE HUMAN KNEE JOINT IN COMPRESSION: RECONSTRUCTION, MESH GENERATION, AND FINITE ELEMENT ANALYSIS 34

2.1	SUMMARY	36
2.2	INTRODUCTION	37
2.3	METHODS	39
2.3.1	Reconstruction of the geometry	39
2.3.2	Finite element mesh generation	42
2.3.3	Material properties, loading and boundary conditions	44
2.4	RESULTS	47
2.5	DISCUSSION	50
2.5.1	Kinematics of the tibiofemoral joint in compression	52
2.5.2	Mechanics of load transmission in axial compression	53
2.6	REFERENCES	56

3 ANALYSE PAR ÉLÉMENTS FINIS D'UN GENOU HUMAIN EN VARUS- VALGUS

ARTICLE II: FINITE ELEMENTS ANALYSIS OF HUMAN KNEE JOINT IN VARUS-VALGUS 72

3.1	ABSTRACT	74
-----	--------------------	----

3.2	RELEVANCE	75
3.3	INTRODUCTION	75
3.4	METHODS	79
3.4.1	Finite element model and material properties	79
3.4.2	Loadings, boundary conditions and parameters	82
3.5	RESULTS	82
3.6	DISCUSSION	85
3.6.1	Kinematics of the joint	86
3.6.2	Load transmission	87
3.7	REFERENCES	89
4	RÉPONSE BIOMÉCANIQUE D'UN GENOU HUMAIN ASSUJETTI À DES FORCES ANTÉRIEURES ET POSTÉRIEURES <u>ARTICLE III: BIOMECHANICAL RESPONSE OF HUMAN KNEE JOINT</u> UNDER ANTERIOR-POSTERIOR FORCES	110
4.1	ABSTRACT	112
4.2	INTRODUCTION	113
4.3	METHOD	116
4.5	RESULTS	118
4.6	DISCUSSION	121
4.7	REFERENCES	126
5	DISCUSSION, CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS	143
5.1	DISCUSSION	143

5.1.1	Cinématique du genou	145
5.1.1.1	Prédictions cinématiques du modèle	146
5.1.1.2	Comparaison des résultats cinématiques avec les mesures expérimentales	149
5.1.2	Mécanisme de transfert de charge	152
5.1.2.1	Prédictions cinétiques du modèle	152
5.1.2.2	Comparaison des résultats cinétiques avec les mesures expérimentales	160
5.1.3	Implications cliniques	164
5.2	CONCLUSIONS	166
5.2.1	Reconstruction de la géométrie et maillage	166
5.2.2	Analyses par éléments finis	168
5.3	RECOMMANDATIONS	169
	 BIBLIOGRAPHIE	 177

LISTE DES TABLEAUX

Table 2.1	Areas and reference strain values for ligament bundles	61
------------------	--	----

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Genou droit en extension, vue dans un plan sagittal passant par le condyle interne, ménisque interne, plateau tibial interne et rotule, montrant les épaisseurs des différentes couches de cartilage	24
Figure 1.2	Vue postérieure de l'articulation d'un genou gauche, montrant entre autres, les ligaments latéraux, les ligaments croisés et ménisques	25
Figure 1.3	Vue supérieure des plateaux tibiaux, montrant les ménisques. Sont aussi présents, les différents ligaments du genou	26
Figure 1.4	Orientations des fibres de collagène dans certains tissus	27
Figure 1.5	Courbe contrainte-déformation typique d'un tendon et de ses constituants	27
Figure 1.6	Illustration schématique du contact rotule-trochlée en fonction de la flexion du genou	28
Figure 1.7	Représentation du système de forces agissant sur la rotule	28
Figure 1.8	Illustration schématique dans un plan sagittal des glènes tibiales et condyles fémoraux internes et externes	29
Figure 1.9	Représentation schématique du mouvement de roulement du fémur et glissement du tibia	29
Figure 1.10	Exemple illustrant le comportement des différents faisceaux des ligaments croisés lors de la flexion du fémur. (a) Antérieur, A-A': antéro-interne. B-B': postéro-	

externe. (b) Postérieur, A-A': postéro-interne. B-B': antéro-externe, C-C': ligament de Humphrey	30
Figure 1.11 Montage expérimental typique pour les tests de compression	31
Figure 1.12 Illustration du mécanisme de transfert de charges à travers un ménisque externe, (a) intact, (b) rupturé	31
Figure 1.13 Schéma du montage servant à mesurer la force développée dans le ligament croisé antérieur	32
Figure 1.14 Représentation schématique du capteur de flambement	32
Figure 1.15 Modèle axisymétrique du fémur-ménisque-tibia	33
Figure 2.1 Cadaveric right knee joint specimen used for reconstruction; (a) anterior view of the flexed tibiofemoral joint, (b) proximal view of the tibial plateau	62
Figure 2.2 A typical posterolateral view of the finite element mesh representation of cartilage layers and menisci using 8-node solid elements (M: medial, L: lateral)	63
Figure 2.3 Model of menisci and ligaments. Each ligament bundle is represented by a 2-node truss element; also shown is the attachment of the medial collateral ligament to the periphery of the medial meniscus (ACL: anterior cruciate ligament, PCL: posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament)	64
Figure 2.4 Load-displacement curves for the tibiofemoral joint at full extension for the cases with or without menisci and with the axial rotation (TZ) fixed or free	65
Figure 2.5 Coupled femoral displacements for the tibiofemoral joint at full extension under 1000N axial load for the cases with or without menisci and with the axial rotation (TZ) fixed or free	66
Figure 2.6 Initial (gray) and deformed (dark) configurations of the menisci for the tibiofemoral joint with the free axial rotation at 1000N axial compression	67
Figure 2.7 Distribution of the load in medial and lateral plateaus of the tibiofemoral	

joint at full extension under 1000N axial load for the cases with or without menisci and with the axial rotation (TZ) fixed or free	68
Figure 2.8 Load transmitted by menisci as a ratio of total compartmental load for the cases with or without menisci and with the axial rotation (TZ) fixed or free	69
Figure 2.9 Principal compressive stresses in centroid of tibial cartilage elements for the intact and meniscectomized joint with free axial rotation at 1000N external load; (a) medial plateau, (b) lateral plateau. The distal boundaries of the menisci on the tibial plateaus are also shown by dashed lines. Elements with no stress bar are in negligible tension	70
Figure 3.1 A typical posterior view of the finite element mesh representation of femoral and tibial cartilage layers and menisci using 8-node solid elements; M: medial, L: lateral	94
Figure 3.2 Model of menisci and ligaments. Each ligament bundle is represented by a 2-node axial element; also shown is the attachment of the medial collateral ligament to the periphery of the medial meniscus; ACL: anterior cruciate ligament, PCL: posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament, M: medial, A: anterior, P: posterior	95
Figure 3.3 Nonlinear stress-strain curves for different ligaments; ACL: anterior cruciate ligament, aPCL: anterolateral bundle of the posterior cruciate ligament, pPCL: posteromedial bundle of the posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament	96
Figure 3.4 Moment-angulation curves in varus-valgus for the intact and collateral-cut tibiofemoral models with the axial rotation (TZ) fixed or free	97
Figure 3.5 Coupled femoral axial rotation for the intact and collateral-cut tibiofemoral models in varus-valgus moments	98

Figure 3.6 Predicted variation of total tensile forces in ligaments with varus-valgus moments; (a) in collaterals for the intact model with $TZ \neq 0$; (b) in ACL for intact and collateral-cut models with TZ fixed or free; (c) in PCL for intact and collateral-cut models with TZ fixed or free. TZ: femoral coupled axial rotation 99

Figure 3.7 Distribution of the load in the medial plateau of the intact and LCL-cut models in varus moments; (a) free femoral axial rotation; (b) constrained femoral axial rotation. The load is presented as a total of that transferred through covered (ie, via meniscus) and exposed cartilage areas 102

Figure 3.8 Distribution of the load in the lateral plateau of the intact and MCL-cut models in valgus moments; (a) free femoral axial rotation, (b) constrained femoral axial rotation. The load is presented as a total of that transferred through covered (ie, via meniscus) and exposed cartilage areas 104

Figure 3.9 Principal compressive stresses in centroid of tibial cartilage elements for the intact tibiofemoral model with free or constrained femoral axial rotation; (a) tibial plateau under 15N-m varus, (b) tibial plateau under 15N-m valgus. Elements with no stress bar experience either no stress or a negligible tension 106

Figure 3.10 Principal compressive stresses in centroid of tibial cartilage elements for the intact and collateral-cut tibiofemoral models with free femoral axial rotation; (a) tibial plateau under 8N-m varus, (b) tibial plateau under 8N-m valgus. Elements with no stress bar experience either no stress or a negligible tension 108

Figure 4.1 Finite element model of the tibiofemoral joint. The bony structures are modeled as rigid bodies and are not shown. (a) A typical posterolateral view of the model showing the cartilage layers and menisci, (b) Model of menisci and ligaments. Each ligament bundle is represented by a 2-node axial element; also shown is the attachment of the medial collateral ligament to the periphery of the medial meniscus; ACL: anterior

cruciate ligament, PCL: posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament, M: medial, L: lateral, A: anterior, P: posterior. The articular cartilage layers and bony structures are not shown 131

Figure 4.2 Nonlinear stress-strain curves for different ligaments; ACL: anterior cruciate ligament, aPCL: anterolateral bundle of the posterior cruciate ligament, pPCL: posteromedial bundle of the posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament 133

Figure 4.3 Predicted force-displacement results for two boundary cases; (a) Primary posterior-anterior displacement curves for case1 and case2, (b) Coupled proximal-Distal displacement curves for case1 and case2. Case1: force applied on the femur, the femur is constrained except in A-P displacement while the tibia is free except in A-P displacement and flexion-extension rotation; Case2: force applied on the tibia with foregoing boundary conditions reversed 134

Figure 4.4 Primary displacement curves in femoral posterior-anterior forces for the intact model, intact model with the tibia completely fixed, ACL-cut and PCL-cut models and models simulating medial or lateral meniscectomy 137

Figure 4.5 Coupled tibial axial rotation associated with applied femoral posterior-anterior forces for the intact model, ACL-cut and PCL-cut models and models simulating medial or lateral meniscectomy 136

Figure 4.6 Predicted total tensile forces in ligaments of the intact joint model in femoral posterior-anterior forces 138

Figure 4.7 Net horizontal components of forces in ligaments in anterior-posterior direction (ie, Y direction) for different loads. These forces demonstrate the effectiveness of ligaments in directly resisting the applied horizontal forces 139

Figure 4.8 Distribution of the axial load on the medial and lateral plateaus of the intact

model in femoral posterior-anterior forces. The load is presented as a total of that transferred through tibial covered (ie, via meniscus) and exposed cartilage areas. Contact forces transferred through the six potential regions of the tibiofemoral joint were computed at all load levels as a vectorial summation of contact forces at different points and were verified to almost completely equilibrate the external load as well as internal ligament forces 140

Figure 4.9 Distribution of the axial load on the medial and lateral plateaus of the ACL-cut model in femoral posterior forces and PCL-cut model in femoral anterior forces. The load is presented as a total of that transferred through covered (ie, via meniscus) and exposed cartilage areas. Results for the intact cases are presented for the sake of comparison 141

Figure 4.10 Distribution of the axial load on the medial and lateral plateaus following isolated medial and lateral meniscectomies in femoral posterior-anterior forces. The load is presented as a total of that transferred through covered (ie, via meniscus when applicable) and exposed cartilage areas. Results for the intact cases are presented for the sake of comparison 142

Figure 5.1 Illustration schématique du système d'axes anatomique lié au spécimen et définition des sens correspondants aux différents déplacements et rotations 172

Figure 5.2 Illustration de l'état de contraintes dans le cartilage tibial lors d'un tiroir fémoral postérieur de 200N pour les cas intact ou avec déficience du LCA; (a) contrainte maximale en compression, (b) cisaillement maximal 173

Figure 5.3 Illustration de l'état de contraintes dans le cartilage tibial lors d'un tiroir fémoral postérieur de 200N pour les cas intact ou avec méniscotomie interne; (a) contrainte maximale en compression, (b) cisaillement maximal 175

LISTE DES ABRÉVIATIONS

aLCA	: faisceau antérointerne du ligament croisé antérieur.
aLCP	: faisceau antéroexterne du ligament croisé postérieur.
CAP	: ligaments capsulaires.
CT	: computerized tomography.
E	: module d'élasticité.
G	: module de cisaillement.
GAG	: glycoaminoglycanes.
LCA	: ligament croisé antérieur.
LCP	: ligament croisé postérieur.
LLE	: ligament latéral externe.
LLI	: ligament latéral interne.
ν	: coefficient de POISSON.
PG	: protéoglycane.
pLCA	: faisceau postéroexterne du ligament croisé antérieur.
pLCP	: faisceau postérointerne du ligament croisé postérieur.
TP	: tendon patellaire.

CHAPITRE I

INTRODUCTION

1.1 GÉNÉRALITÉS

Le genou humain n'est pas une simple charnière mais une articulation beaucoup plus complexe, elle constitue même l'une des structures biologiques les plus complexes du corps humain. Cette articulation est souvent considérée comme un organe de transmission 'biologique' comparable à un convertisseur de couples. Dans cette analogie 'mécanique', les ligaments jouent le rôle de liaisons pour la transmission alors que les surfaces articulaires sont considérées comme des paliers de support, enfin, les muscles sont les organes moteurs ou freins pour ce système.

L'articulation du genou est exposée à des chargements combinés, statiques, dynamiques, à court et à long terme, dépendement des formes d'activités et types d'exercices. Ainsi, à titre d'exemple, lors de la marche, les niveaux des charges cycliques auxquelles est exposée cette articulation sont très élevés, la charge de compression maximale peut atteindre 6 à 7 fois le poids total du corps, le cisaillement antérieur-postérieur 2 à 3 fois le poids du corps et le moment de torsion généré atteint 150lbf-in (17N-m) [25,50]. De plus, la situation superficielle de l'articulation, l'absence de protection et le faible emboîtement des surfaces, nécessaire pour permettre de grands mouvements relatifs d'une surface par rapport à l'autre, en font une articulation particulièrement exposée aux traumatismes, luxations et entorses. D'autre part, lors de la

pratique de certains sports de performance, le processus de transfert de charge s'opère parfois à la limite des capacités mécaniques des tissus biologiques et est par conséquent à l'origine de divers traumatismes et blessures qui, en plus des douleurs et malaises qu'elles engendrent, causent d'énormes troubles de fonctionnement à l'articulation et limitent par le même fait la performance physique du genou.

Aux États Unis, le centre national des études statistiques en santé rapporte plus de 7,000,000 opérations chirurgicales exécutées annuellement en relation avec des problèmes du genou dont 600,000 impliquent les ménisques [59]. La méniscotomie, autrefois assez répandue, consiste en l'excision totale des ménisques endommagés. De nos jours, cette pratique drastique n'est exécutée que dans des cas ultimes et est de moins en moins fréquente grâce à une meilleure compréhension des rôles importants que jouent les ménisques dans le mécanisme de transfert de charge à travers le genou. Beaucoup d'études de suivi ont par ailleurs établi une association directe entre la méniscotomie et la dégénérescence du cartilage [59]. L'arthroplastie qu'est le remplacement total ou partiel de l'articulation du genou par un implant suite à cette dégénérescence, demeure, dans beaucoup de cas, un choix inévitable. Entre 400,000 et 450,000 interventions chirurgicales d'entremise de prothèses de genou sont recensées annuellement aux États-Unis [6].

On retrouve dans la littérature une multitude de travaux de recherche se rapportant à la biomécanique du genou humain et touchant plusieurs aspects:

- Le fonctionnement: dans le but d'aider à comprendre la biomécanique du genou par une compréhension du rôle et comportement mécanique de chacune des

composantes, de la cinématique très complexe du contact qui s'opère entre les différentes surfaces articulaires, ainsi que du processus de transfert de charge de l'os fémoral à l'os tibial en passant par les structures anatomiques en présence.

- La prévention: prédire les chargements et les types d'activités qui peuvent être nocifs à court ou à long terme pour le genou en se basant sur une bonne connaissance des propriétés mécaniques des tissus biologiques présents.

- Le diagnostic: évaluer la laxité du genou et le relâchement ou distension ligamentaire par le biais de tests in-vivo basés sur l'application au genou de chargements simples ou combinés, manuellement ou par le biais de laximètres pour stimuler des ligaments bien particuliers et de comparer le comportement global du genou à celui du genou normal pour fin de diagnostic.

- Le traitement: prescrire des techniques de réadaptation et traitements en physiothérapie pour certains genoux pathologiques afin d'en assurer un retour graduel vers l'intégrité articulaire et faire l'étude, dans le cas extrême, de prothèses ligamentaires ou de prothèses de l'articulation au complet qui demeure l'unique solution dans les cas de dégénérescence avancée du cartilage, rencontrée souvent chez les sujets âgés, obèses ou ayant subi au préalable une ablation du ménisque.

1.2. LE GENOU HUMAIN: DE L'ANATOMIE À LA BIOMÉCANIQUE

L'anatomie du genou, bien que complexe demeure assez bien connue (Figs 1.1 et 1.2). Pour une position d'extension complète du genou, l'os du fémur et l'os du tibia sont presque alignés, l'articulation principale a lieu entre les condyles du fémur et les plateaux tibiaux par l'intermédiaire des ménisques et des couches d'épaisseurs variables de cartilage, disposées sur la partie proximale du tibia ainsi que sur la partie distale du fémur.

Un contact additionnel s'opère entre le fémur et la rotule, par le biais des couches de cartilage, au fur et à mesure que la flexion du fémur s'amorce. Les principales composantes passives de l'articulation sont les suivantes:

- Tissus mous: ménisques, cartilages et ligaments.
- Parties osseuses: fémur, tibia et rotule.

Les ménisques sont deux structures semi-lunaires de sections transversales relativement triangulaires, interposés entre les condyles fémoraux interne et externe et les compartiments du plateau tibial correspondant. Ils recouvrent, chacun, jusqu'à deux-tiers de la surface articulaire tibiale [28] et s'ancrent profondément dans l'os tibial, au niveau de leurs cornes antérieures et postérieures (Fig. 1.3). Ils sont caractérisés en surface par deux fines membranes, constituées d'un réseau de fibres de collagène orientées d'une manière aléatoire, l'épaisseur de ces couches est estimée à 30-200 μ m [31,32]. Des tests de traction sont effectués sur des spécimens de ménisques dans le but de caractériser le matériau et d'analyser les mécanismes de chargement qui peuvent provoquer à des lésions méniscales [31-34,49,62]. Les spécimens prélevés en surface, dans les directions radiale et circonférencielle, ont montré des tendances similaires, par contre ceux prélevés en profondeur ont montré des tendances très différentes. Les résultats de ces tests ont confirmé l'existence d'une direction privilégiée pour les fibres de collagène qu'est la direction circonférencielle car les échantillons prélevés dans les directions radiales, dans différentes positions des ménisques, contrairement aux échantillons dans les directions circonférencielles, ont développé peu de résistance lors du test de traction [31,33,34,49]. Tissakht et Ahmed (1995) lors d'une étude récente ont fourni, par le biais de tests d'élongation uniaxiale, un éventail de propriétés mécaniques pour différentes régions et profondeurs à travers les ménisques. Cette étude a confirmé entre autres l'existence d'une

direction privilégiée pour les fibres de collagène qu'est la direction circonférencielle et a appuyé le concept d'une modélisation composite pour ce tissu.

Les cartilages articulaires, dont la structure biologique est similaire à celle des ménisques, sont des couches d'épaisseurs variables de substance blanchâtre disposée sur chacune des composantes osseuses. On remarque que dans les régions de contact qui sont les plus chargées, une épaisseur de cartilage plus importante est présente [74]. Les épaisseurs de cartilage varient de 1mm à 5mm sur la surface de contact de la rotule, ne dépassent pas 2mm sur les condyles fémoraux et varient de 1mm à 4mm sur les plateaux tibiaux. La distribution des fibres de collagène à travers l'épaisseur du cartilage est très irrégulière. Selon la proportion et l'arrangement des fibres de collagène au sein du tissu, on distingue trois différentes zones [22]. La première zone 'superficielle' représente 10-20% de l'épaisseur du cartilage et caractérisée par une densité élevée de fibres de collagène qui y sont entassées et orientées arbitrairement dans un plan parallèle à la surface articulaire. Dans la deuxième zone 'intermédiaire' (40-60% de l'épaisseur du cartilage), les fibres de collagène sont orientées d'une manière aléatoire alors que dans la troisième zone 'profonde' (30% de l'épaisseur du cartilage) ces fibres s'orientent perpendiculairement à l'interface cartilage-cartilage calcifié et contribuent à ancrer le tissu dans l'os sous-jacent.

Le cartilage articulaire est un matériau biphasique formé d'une phase solide et d'une phase fluide. Son comportement viscoélastique dépend non seulement des propriétés mécaniques intrinsèques de la phase solide, poreuse et perméable, mais aussi de la résistance générée par l'écoulement du fluide interstitiel à travers la matrice solide suite à une déformation du tissu [21,61]. Des tests d'indentation sont souvent utilisés pour caractériser les propriétés viscoélastiques du cartilage. La réponse à court terme du

matériau au chargement (habituellement entre 0 et 1s) procure une estimation des paramètres élastostatiques du matériau comme le module d'élasticité E (à partir d'un test de déformation uniaxiale), le module de cisaillement G (à partir d'un test de torsion). Ainsi, lors de ces tests, des valeurs de 2.3MPa [36], 11MPa et 12Mpa ont été obtenues pour le module d'élasticité et 4.2MPa pour le module de cisaillement et 0.42 pour le coefficient de Poisson [40,61]. Des valeurs comparables ($E=12\text{MPa}$ et $\nu=0.45$) ont été utilisées lors d'études élastostatiques d'éléments finis faites sur le cartilage tibial et lors desquelles ce tissu a été modélisé par un matériau isotrope élastique linéaire et peu compressible [39,43].

Dans des conditions normales, ménisques et cartilages sont fortement hydratés, possédant des perméabilités relativement faibles et des comportements mécaniques cruciaux comme une bonne résistance en compression, une grande capacité à absorber les chocs et une parfaite habilité à répartir les charges, uniformément, sur une zone plus large afin de réduire les contraintes [22].

Les ligaments, souvent connus comme structures biologiques passives, sont une partie intégrante de l'anatomie du genou. On peut énumérer les principaux ligaments du genou comme étant:

- Les ligaments latéraux interne et externe: le latéral interne (LLI) représente une large bande fibreuse, aplatie, reliant le condyle fémoral interne à l'extrémité interne du tibia en s'attachant également à la périphérie interne du ménisque interne. Le ligament latéral externe (LLE) est une bande de section transversale presque circulaire attachant le

condyle fémoral latéral à la face externe de la tête du péroné et n'entretient aucun lien anatomique avec la périphérie externe du ménisque latéral [24,28].

- Les ligaments croisés antérieur et postérieur. Le croisé antérieur (LCA) est situé au milieu du joint, formé de fibres longues et alignées, il assure le lien entre une zone semi-élliptique sur la partie interne postérieure du condyle latéral du fémur avec la surface interne du massif des épines tibiales près de la corne antérieure du ménisque interne. Le croisé postérieur (LCP) est pour sa part fixé à la face externe du condyle interne ainsi qu'à la partie postérieure du plateau tibial postérieurement à la proximité de la corne postérieure du ménisque externe [28,30].

- Le ligament rotulien ou tendon patellaire (TP) qui est une bande fibreuse de section transversale elliptique, légèrement aplatie, lie la partie centrale du tendon du quadriceps à la tubérosité tibiale en passant par la surface externe de la rotule [28].

- La capsule fibreuse (CAP), consiste en une fine membrane ceinturant toute la cavité articulaire, s'attachant de façon périphérique de la surface articulaire tibiale proximale à celle fémorale distale [24,28].

Comme tout les tissus conjonctifs, les ligaments, tendons, cartilages et ménisques sont composés principalement d'eau et de fibres de collagène, fibres d'élastine et des protéoglycanes [22,27,29]. Ces trois éléments déterminent par leurs proportions et orientations les différentes propriétés mécaniques des tissus conjonctifs. Les fibres de collagène sont la composante qui procure aux tissus leur résistance élevée en tension, leurs module d'élasticité dépasse 1000MPa pour une limite élastique de 1% à 2%. Leurs rapport

(longueur/diamètre) d'environ 200 les rend inefficaces en compression [29]. Les fibres d'élastine d'un module d'élasticité d'environ 0.6MPa sont beaucoup moins résistantes mais leurs limite de déformation élastique atteint parfois 60%, de ce même fait, elles sont souvent qualifiée de caoutchouc biologique [29]. La protéoglycane (PG) est un terme décrivant un ensemble de glycoaminoglycanes (GAG) qui sont des molécule fortement hydrophiles (avide d'eau). Les PG sont la composante primordiale de la matrice extracellulaire qui renferme les fibres de collagène et d'élastine et permet, par sa phase fluide, le transport des nutriments et d'hormones.

On remarque que pour les tendons, les fibres de collagène sont pratiquement alignées (Fig. 1.4) ce qui leurs confère une résistance très élevée en tension (Fig. 1.5). Les fibres de collagène au sein des ligaments sont orientées dépendement de la fonction du ligament mais sont en général moins ordonnées (Fig. 1.4), leur résistance en tension est moins élevée que celle des tendons. La peau, pour laquelle ces fibres n'ont pas une direction prédominante (Fig. 1.4), est moins résistante en tension et est extensible dans toutes les directions.

Une bonne connaissance des propriétés mécaniques des ligaments du genou demeure un prérequis pour les analyses cinématiques et d'éléments finis du genou humain. De plus, ces données seront d'une grande nécessité lors de la sélection, du design et de l'évaluation des prothèses ligamentaires. Pour cela, les différents paramètres définissant les propriétés mécaniques d'un ligament à savoir le module d'élasticité, la déformation maximale, la contrainte maximale et la densité d'énergie à la rupture, sont évalués par plusieurs auteurs pour les principaux ligaments [30,37,38,63,76]. Ces recherches ont par ailleurs abouti à une grande variabilité dans les résultats, due en partie à

la différence d'âge entre les donneurs, aux différents niveaux d'activités des donneurs ainsi qu'à des causes purement techniques. Ainsi, la valeur moyenne de la charge à la rupture du LCA par exemple varie de 734N pour des spécimens provenant de donneurs âgés (plus de 47ans) à 1730N pour ceux provenant de jeunes donneurs [76]. Des modules d'élasticité similaires variant de 300-390MPa ont été obtenus pour le LCA, LLE et LCP pour une contrainte à la rupture allant de 30-40MPa et une déformation maximale d'environ 15%. Le TP plus résistant et rigide possède des valeurs moyennes pour la contrainte et déformation à la rupture de 68.5MPa et 13.5% et un module d'élasticité de 643.1MPa [37]. Contrairement aux résultats cités pour le LCP, une étude plus récente [38] a fourni des valeurs différentes pour les faisceaux antéroexterne (aLCP) et postérointerne (pLCP) du LCP. Ainsi le aLCP, d'une section transversale 4 fois plus grande que celle du pLCP, possède des valeurs moyennes du module d'élasticité de 248MPa contre 145MPa pour son complémentaire (pLCP) et des valeurs pour la contrainte et déformation à la rupture de 35.9MPa et 18% contre 24.4MPa et 19.5% pour le pLCP.

Étant constitués de faisceaux distincts par leurs propriétés mécaniques, longueurs et orientations relatives des sites d'insertion, les ligaments présentent des comportements en traction qui sont différents selon la direction choisie pour le test (orientation du fémur par rapport au tibia). Comme exemple, la charge nécessaire pour rompre le LCA est d'environ 2300N si la direction du test coïncide avec l'axe du ligament. Cette charge, néanmoins, diminue jusqu'à environ 1700N si le spécimen est testé selon une direction parallèle à l'axe du tibia [35]. Durant le test, les différents faisceaux sont chargés d'une manière non uniforme ce qui résulte généralement en une rupture prématurée et séquentielle (en escaliers) du ligament [38]. Pour palier à ça,

plusieurs auteurs se sont intéressé à tester un faisceau bien spécifique du ligament considéré, en le fixant avec ou sans ses attaches osseuses même si l'usage de cette dernière méthodologie de fixation demeure controversé car elle peut provoquer une rupture prématurée du spécimen testé [38].

Récemment, Mommersteeg et al. (1996) ont présenté une nouvelle approche expérimentale-numérique pour tenir compte du comportement mécanique 'variable' au sein du ligament. Typiquement, plusieurs préparations os-ligament-os d'un même ligament sont sélectionnés et testés en traction, un modèle analytique est par la suite introduit pour chacun des faisceaux, qui, une fois optimisé, va servir de donnée de base pour prédire le comportement du ligament en entier, testé dans n'importe quelle orientation. Cette étude a également permis d'évaluer le nombre de faisceaux optimal (entre 4 et 7 faisceaux) pour retracer fidèlement le comportement mécanique de chacun des ligaments du genou [63].

Un aspect prépondérant de la réponse biomécanique du genou humain est principalement dicté par le mécanisme de contact qui s'opère entre les différentes couches de cartilage et les ménisques. Deux articulations fonctionnelles sont présentes, la première, fémorotibiale de type double condylien s'opère entre le fémur et le tibia et la deuxième fémopatellaire de type throchléen, entre la rotule et le fémur. C'est grâce aux mécanismes ingénieux de ces articulations que le genou arrive à concilier des impératifs tout à fait contradictoires comme: supporter et transmettre des charges très importantes, assurer une grande stabilité du membre inférieur et aussi, permettre la mobilité nécessaire de la jambe par rapport à la cuisse. Pour une position d'extension complète du genou, la rotule n'étant presque pas en contact avec la surface trochléenne du fémur, seule l'articulation fémorotibiale est fonctionnelle. En tout, sept régions de contact sont recensées pour ces

deux articulations entre: ménisque et cartilage tibial, cartilage fémoral et ménisque et entre cartilage fémoral et cartilage tibial, pour les côtés interne et externe, séparément. Enfin, le dernier contact est établi entre cartilage fémoral et cartilage rotulien quand le mouvement de flexion s'amorce (Fig. 1.6). Il est à noter ici que lors de cette flexion l'activité musculaire au niveau des quadriceps est notable, des efforts additionnels, variables en direction et amplitude, sont appliqués à la rotule (Fig. 1.7).

Les surfaces de contact ont des géométries très complexes et des profils différents. Ainsi, les condyles fémoraux sont convexes avec des rayons de courbure dans le plan sagittal qui diminuent de façon marquée vers l'arrière des condyles. Le plateau tibial est formé de deux compartiments ou glènes; interne, de forme plutôt elliptique et un rayon de courbure légèrement concave, et externe, de forme presque circulaire et un rayon de courbure légèrement convexe (Fig. 1.8). Ces deux compartiments sont séparés par deux épines tibiales qui se situent sensiblement au centre de l'articulation fémorotibiale. Les surfaces articulaires ne sont pas tout à fait congruentes. Le coefficient de frottement au niveau de l'articulation étant très faible, des mouvements relatifs très complexes du tibia par rapport au fémur sont observés lors d'un chargement quelconque sur genou et sont généralement représentés par six degrés de liberté dans l'espace. À titre d'exemple, lors d'une simple rotation en flexion-extension, deux mécanismes sont observés; un mouvement de roulement du fémur sur le plateau tibial ainsi qu'un mouvement de glissement postérieur du tibia sur le fémur: c'est le mécanisme de roulement-glissement (Fig. 1.9). L'autre mécanisme dit 'de dévissage' est représenté par une rotation interne du tibia au fur et à mesure que la flexion s'amorce. Les faisceaux constituant un même ligament ont alors des comportements différents quand le genou est sollicité, cette observation est plus apparente pour les ligaments croisés (Fig. 1.10).

Enfin, l'articulation du genou est rendue stable et puissante grâce à des muscles longs qui s'insèrent de part et d'autre du genou. On distingue quatre groupes principaux de muscles: antérieur (extenseur), postérieur (fléchisseur), interne (adducteurs) et externe (abducteurs). Le muscle essentiel à l'extension est le quadriceps. Il possède quatre composantes: le droit antérieur, le crural, le vaste interne et le vaste externe. Ces quatre corps musculaires convergent en un tendon commun qui enveloppe la rotule et s'insère plus bas sur la tubérosité tibiale.

1.3 REVUE BIBLIOGRAPHIQUE

Dans la présente revue bibliographique on va se contenter de citer et commenter s'il y a lieu les études expérimentales qui se sont intéressées à la réponse de l'articulation fémorotibiale sous l'effet des chargements qu'on a choisi d'analyser à savoir une compression axiale, des moments en varus-valgus et des tiroirs antéro-postérieurs. Ensuite, on fera une vue d'ensemble sur les principaux modèles analytiques et d'éléments finis du genou humain présents dans la littérature.

1.3.1 Études expérimentales

Les études expérimentales menées dans le domaine de la biomécanique du genou sont très nombreuses et variées. Elles touchent plusieurs axes de recherches comme celui de la quantification des surfaces de contact et des pressions de contact dans le but de mieux cerner le mécanisme de transfert de charge à travers l'articulation et de pouvoir, ainsi, prédire les zones de cartilage à haut risque de développer une dégénérescence ou les zones de ménisque pouvant développer une lésion. Des techniques basées sur la stéréophotogrammétrie [1,2], la radiographie [9] ou le moulage par injection de substances

au niveau de l'articulation [7,14] sont là pour prédire les zones de contact. D'autres techniques peuvent, de plus, détecter en régime permanent [5,7] ou transitoire [8], les pressions de contact. Des films sensibles, capteurs de micro-indentation ou piézorésistants sont alors interposés entre les surfaces articulaires ou ancrés superficiellement dans le cartilage. Ces techniques utilisent des montages (Fig. 1.11) permettant de simuler et d'appliquer des chargements assez complexes.

En plus de la rigidité globale de la structure du genou en compression axiale, plusieurs auteurs se sont particulièrement intéressés à bien définir le rôle des ménisques dans le mécanisme de transfert de charge (Fig. 1.12). Beaucoup d'entre eux s'accordent à dire que les ménisques sains peuvent transmettre au delà de 50% de la charge totale en compression pour un joint en position d'extension complète [5,13,14]. L'effet d'une méniscotomie partielle ou totale sur le mécanisme de transfert de charge a été observé [5,10,11] avec une tentative pour trouver une relation quantitative qui exprime, pour des angles de flexions variés du fémur, les aires des différentes surfaces de contact ainsi qu'une corrélation entre ces mêmes aires et le poids, taille et sexe des donneurs [9]. Une étude expérimentale récente a permis, en utilisant une technique de radiographie, de déterminer avec une précision moyenne (0.5mm) les mouvements très complexes des ménisques allant du simple mouvement d'expansion radiale des ménisques sous l'effet d'une compression pure aux mouvements beaucoup plus complexes sous l'effet d'une compression combinée à des rotations axiales pour différents niveaux de flexion [12].

En varus-valgus, l'investigation de la rigidité globale de l'articulation a fait l'objet de plusieurs études in-vitro [51,52,70-73,82,83]. Une laxité primaire variant de 3.5° à 12° est observée à des moments en varus-valgus de $\pm 15\text{N}\cdot\text{m}$ dépendement des

restrictions imposées sur les mouvements couplés du joint. En général lors des tests expérimentaux, la réponse la plus flexible correspondait à des restrictions minimales sur les mouvements couplés [71,72]. Idéalement, lors de tests in-vitro, on essaiera de préserver dans la mesure du possible les six degrés de liberté d'une composante osseuse par rapport à l'autre. Dans le cas contraire, seuls les déplacements couplés qui affectent par leurs absences les résultats seront pris en considération comme c'est le cas pour la rotation axiale et le déplacement interne-externe [3,82]. Les changements dans la laxité primaire à la suite de l'excision de l'un des latéraux a été mesurée [70,72] alors qu'en terme de mouvements couplés, seuls Hollis et al. (1991) et Gollehon et al. (1987) ont présenté des résultats pour la rotation axiale du tibia pour des spécimens avant et après excision du LLE et du tendon poplité en varus.

Depuis l'étude classique publiée par Girgis et al. (1975), plusieurs études in-vitro se sont succédées dans le but d'évaluer la contribution des ligaments du genou à résister à un tiroir antéro-postérieur. La rigidité antéro-postérieure et la laxité du joint ont été évaluées [30,70,72,77-80] avec une grande variabilité dans les résultats due, entre autres, aux différences entre les spécimens, aux restrictions imposées aux mouvements couplés du joint ainsi qu'aux différences entre les procédures expérimentales utilisées. Il est à noter que lors de ces études in-vitro, la charge antéro-postérieure est communément appliquée sur le tibia avec, entre autres, la rotation tibiale qui est maintenue libre. Cette configuration peut éventuellement mener à une estimation erronée de la laxité du joint car la mesure de la laxité est alors strictement dépendante de la position du point de lecture le long de l'axe interne-externe. De plus, cette charge horizontale appliquée au tibia est susceptible d'induire un moment de torsion axial si elle se trouve décalée par rapport à l'axe de rotation axiale. En plus de la rotation axiale (interne lors d'un tiroir tibial antérieur

et externe lors d'un tiroir postérieur) qu'est le mouvement couplé le plus significatif [71,72,77-80], une importance relative a été attribuée au mouvement couplé interne-externe qui, une fois libéré, affecte grandement la rotation axiale en magnitude (diminution marquée) et parfois même en sens [72,80].

Dans le but d'évaluer la contribution de la structure ligamentaire ou des ménisques lors des différents chargements appliqués sur le genou, plusieurs études in-vitro sont effectuées sur des montages qui permettent de mesurer les déplacements primaires et couplés induits par l'application de la charge. Le déplacement primaire est celui enregistré dans le sens de l'application de cette charge alors que les déplacements couplés sont les déplacements mesurés dans les autres directions. Deux approches sont utilisées à savoir l'approche de flexibilité et de rigidité. La première consiste à appliquer une charge et mesurer le déplacement résultant, sectionner le ligament ou ménisque en question et rappliquer la charge et mesurer de nouveau le déplacement. La contribution de la structure sectionnée est alors évaluée comme étant la différence entre les charges nécessaires pour provoquer le même déplacement avant et après l'excision de la structure considérée. Cette procédure peut être reprise plusieurs fois pour une séquence sélective d'excisions choisie selon un ordre d'importance décroissant des tissus pour le cas de chargement considéré. Il est à noter que lors d'une séquence d'excision bien spécifique, l'augmentation de la laxité observée est strictement dépendante de l'ordre selon lequel l'excision est faite compte tenu de nonlinéarité de la réponse du système. Lors de la seconde approche de rigidité, un déplacement est appliqué alors que la charge de rétention est mesurée, le tissu étudié est par la suite excisé et le même déplacement rappliqué de nouveau. La contribution du tissu sera évaluée par la réduction observée dans la charge de rétention. Bien que cette approche soit indépendante de l'ordre des excisions, il faudra

s'assurer que pour le cas intact, tous les déplacements couplés soient enregistrés et conjointement appliqués avec le déplacement primaire après excision de la structure d'intérêt.

La contribution d'un ligament, exprimée en pourcentage de la charge appliquée, confère au ligament son rôle primaire (contribution élevée) ou secondaire (contribution faible) mais demeure néanmoins une évaluation qualitative et ne peut, par ailleurs, être considérée comme la force agissant le long du ligament sauf si celui-ci est orienté parallèlement à la charge imposée. Les forces agissant sur les ligaments sont demeurées inconnues jusqu'à ce que Markolf et collaborateurs introduisirent en 1990 une nouvelle technique destinée à mesurer la force résultante agissant sur les ligaments croisés lors de différents chargements [87]. Cette technique (Fig. 1.13) consiste à isoler l'insertion osseuse tibiale du ligament croisé, la fixer par l'intermédiaire d'un bloc d'acrylique à une cellule de charge et repositionner l'ensemble de manière à reproduire les résultats d'un test de tiroir effectué sur le spécimen avant l'entremise de la cellule de charge [52,85-88].

Une tentative pour mesurer cette tension a été menée auparavant par Ahmed et al. (1987) utilisant des gauges de déformation 'Buckle Transducer' (Fig. 1.14). À cause d'un problème d'encombrement, juste la bande antérointerne du ligament croisé antérieur, la bande postéroexterne du ligament croisé postérieur, la bande superficielle du ligament latéral interne et le ligament latéral externe étaient considérés et ce pour des angles de flexions du genou allant de 40° à 90°. Des chargements passifs susceptibles de causer des tensions importantes dans ces bandes sont appliqués comme la translation antérieure et rotation axiale du tibia avec ou sans compression axiale [64]. Dans une étude ultérieure,

Ahmed et al. (1992) ont présenté cette fois-ci des résultats similaires mais pour des chargements combinés à savoir une translation antérieure appliquée à un tibia ayant subi une rotation axiale au préalable ou encore une rotation axiale appliquée au tibia après avoir subi une translation antérieure [65].

Récemment, en utilisant un montage permettant les six degrés de liberté du fémur par rapport au tibia, Hull et al. (1996) ont mesuré, au lieu des tensions ligamentaires, les déformations s'opérant dans le LLI par l'insertion d'un ensemble de quatre jauges de déformation à liquide de mercure. Des charges seules ou combinées, susceptibles de surcharger le LLI sont alors appliquées sur la partie tibiale, parmi elles, des charges antéro-postérieure et interne-externe ainsi que des moments en varus-valgus et torsion axiale [53].

1.3.2 Modèles analytiques et d'éléments finis

Durant les deux dernières décennies, des études basées sur des modélisations mathématiques du genou humain ont vu le jour grâce aux progrès enregistrés dans les domaines de l'analyse numérique et techniques de programmation. On distingue principalement deux types de modèles basés sur des approches phénoménologique et anatomique. La première catégorie englobe les modèles rhéologique et de type charnière. Ce sont des représentations utilisés principalement dans les modèles plus globaux afin de prédire le comportement dynamique de tout le corps humain. La seconde catégorie, regroupe des modèles qui tiennent compte d'un ou plusieurs aspects de l'anatomie du genou.

Les modèles anatomiques sont apparus dans le but de prédire la cinématique et/ou cinétique du genou en simulant aussi bien le comportement dynamique que statique. Ces modèles, au départ simplifiés, ont considéré une approche 2-D dans un plan sagittal quelconque de l'articulation fémorotibiale suivis d'un nombre de modèles 3-D décrivant les surfaces de contact articulaires par des polynômes de différents ordres en supposant un contact rigide ou déformable entre elles et un comportement non linéaire élastique pour les ligaments comme c'est le cas pour la représentation faite pour l'articulation fémorotibiale [16,20,60] ou fémopatellaire [15,41,42]. D'autres modèles, néanmoins, n'ont pas pris en considération les géométries des surfaces articulaires, leurs intérêts étaient pour l'évaluation de la contribution du système ligamentaire à la rigidité totale du genou [17,18]. Les approches faites sur l'articulation fémorotibiale modélisent, s'il y a lieu, le cartilage par une couche d'épaisseur uniforme [20] et impose des surfaces de contact réduites à un seul contact ponctuel simultanément sur chacun des compartiments [16] ce qui rend ce dernier type de modèles inefficace lors de chargements procurant des contacts sur un seul compartiment comme c'est le cas lors d'un chargement en varus ou en valgus. Parmi les modèles cités, la plupart n'incluent pas les ménisques [17,18,20,60] alors que seuls Blankevoort et Huiskes (1991) et Blankevoort et al. (1991) ont modélisé le mécanisme d'enroulement du LLI autour du tibia.

Les études dynamiques sur les modèles de genou sont moins présentes dans la littérature. Ce sont principalement des modèles en 2-D dans un plan sagittal [54,55], qui s'intéressent à la réponse d'un joint fémorotibial à un impact [55] ou bien à la réponse des articulations fémopatellaire et fémorotibiale à l'action impulsive des muscles ainsi qu'à des charges extérieures appliquées au joint par le biais du tibia [54].

Plusieurs études par éléments finis ont emboîté le pas aux modèles analytiques. Parmi lesquels, on retrouve le modèle d'Andriacchi et al. (1983) qui reproduit les surfaces articulaires d'une manière précise, considère comme corps rigides le tibia et le fémur et modélise la structure ligamentaire par des ressorts linéaires, le contact par des éléments hydrostatiques et enfin, les ménisques par deux éléments poutres en cisaillement.

La figure 1.15 illustre un autre type de modèles présents dans la littérature utilisant des géométries simplifiées avec des ménisques sous formes d'anneaux axisymétriques de sections transversales triangulaires s'interposant entre un plateau tibial osseux plan et un condyle fémoral osseux de forme sphérique [44,45,46]. Dans les modèles d'éléments finis, une attention particulière est accordée aux ménisques car ils subissent d'importantes déformations, ils sont représentés, lors d'études élastostatiques en compression axiale, par un matériau isotropique, orthotropique ou alors composite de fibres de collagène dans une matrice très peu compressible [45,46]. Deux couches d'épaisseurs égales et uniformes de cartilage ont été ajoutées sur les parties osseuses du modèle initial présenté à la Figure 1.15 afin de souligner l'effet de l'épaisseur de la couche de cartilage sur l'uniformisation des forces de contact fémorotibiales et méniscotibiales [46]. Pour les études dynamiques, on retrouve des modèles biphasiques, qui, bien que basées sur une géométrie axisymétrique simple des ménisques, supposent un comportement anisotropique pour la phase solide du tissu qui représente 17% du volume total. Dans ce genre d'études on a appliqué à la surface proximale du ménisque un déplacement contrôlé [47] ou bien une charge répartie [48] tout en maintenant la surface distale libre de se déplacer radialement sur une surface plane (plateau tibial) où l'écoulement de fluide est supposé nul.

1.4 BUT DE LA RECHERCHE

La revue des connaissances nous a permis d'avoir une vue d'ensemble sur les travaux existants dans la littérature dans le domaine de la modélisation du genou humain. Ces travaux nous ont permis de cerner les paramètres manquants lors de ces modélisations et de définir ainsi les caractéristiques essentielles du présent modèle d'éléments finis. Ainsi, on a opté pour:

- Une géométrie 3-D précise d'un genou humain droit, provenant d'un donneur de sexe féminin âgé de 27ans, dans laquelle on considère aussi bien les structures osseuses que les tissus mous (les différentes couches de cartilage, les ménisques et les principaux ligaments).
- Une nonlinéarité matérielle est considérée pour les ligaments et les fibres de collagène qui rentrent en ligne de compte lors de la modélisation composite des ménisques.
- On considère six possibilités de contact pour l'articulation fémorotibiale. Sur le côté interne comme sur le côté externe, des contacts entre; cartilage fémoral et cartilage tibial (zone exposée), cartilage fémoral et ménisque, ménisque et cartilage tibial (zone couverte) sont modélisés.
- On tient compte de l'enroulement du ligament latéral interne sur le bord interne osseux du tibia et de son attachement à la périphérie du ménisque interne.

Comme objectif, nous voulons développer une méthodologie simple et efficace pour la génération de maillages d'éléments finis à partir de spécimens de genoux humains afin d'analyser la réponse élastostatique sous des cas de chargement variés. En position d'extension complète, une charge de compression pure sur le joint est considérée en premier lieu dans le but de déterminer la rigidité globale du système pour plusieurs conditions aux rives et d'analyser le mécanisme de transfert de charge à travers le joint en passant par les différentes structures en présence. On s'intéressera également lors de cette analyse aux effets qu'engendre une méniscotomie sur la cinématique du genou ainsi que sur la répartition des charges sur les couches de cartilage. Ce chargement va nous permettre, entre autre, de valider le choix des paramètres de contact par une comparaison des résultats avec les mesures expérimentales. On veut également analyser la réponse du modèle à un chargement en varus-valgus lors duquel on pourra valider notre choix des paramètres de contact et propriétés de matériaux choisis pour les ligaments latéraux et croisés. En plus de l'effet des conditions aux rives sur la réponse du joint, on aimerait analyser également les conséquences d'une déficience de l'un des latéraux (structures primaires en varus-valgus) sur la rigidité globale du genou, la cinématique et les structures secondaires restantes. Des chargements en tiroirs antéro-postérieurs sont prévus pour mieux valider la modélisation de la structure ligamentaire (les croisés et les latéraux) par une comparaison de la rigidité globale du genou et la contribution de chacun des ligaments avec les mesures expérimentales. Deux configurations de chargement sont à analyser et consisteront à appliquer la charge sur le fémur tout en évaluant les déplacements couplés sur le tibia et vice versa. Par de telles analyses nous voulons nous assurer que le fait d'invertir les points d'application de la charge du fémur (cas de certaines activités in-vivo) au tibia (cas des tests in-vitro) n'influe pas sur les résultats. Similairement à ce qui est observé lors de tests in-vitro, on procédera à une restriction totale des déplacements

couplés sur l'une des composantes osseuse (tibia) et on analysera son effet sur la laxité mesurée du genou ainsi que sur le processus de transfert de charge. Des cas additionnels simulant une déficience dans le LCA ou le LCP lors de tiroirs fémoraux postérieur ou antérieur, respectivement ainsi qu'une méniscotomie interne ou externe seront étudiés. Ces analyses vont nous servir à mieux cerner le rôle et l'importance de chacune de ces structures par une comparaison des résultats obtenus avec et sans leur présence.

1.5 PLAN DE LA THÈSE

Cette thèse est répartie en cinq principaux chapitres et est organisée de la manière suivante:

Le premier chapitre englobe, en plus de la description de l'anatomie fonctionnelle de la structure étudiée, une présentation des objectifs et un plan détaillé de la thèse. Des travaux de recherches pertinents sont cités et commentés spécialement les études numériques et expérimentales se rapportant aux cas de chargements analysés.

Le deuxième chapitre passe en revue les étapes nécessaires à la reconstruction du modèle d'éléments finis et analyse de la structure sous des charges compressives. On y retrouve également des analyses en compression du joint simulant une méniscotomie et ce pour différentes conditions aux frontières. Cette partie est présentée sous forme d'article intitulé [56]: "*Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation, and finite element analysis*".

Le troisième chapitre s'intéresse à un autre cas de chargement, en varus-valgus cette fois-ci. Les ligaments latéraux, qui sont les principales composantes à résister un tel chargement se trouvent fortement sollicités. Des simulations de rupture de chacun de ces ligaments sont alors analysées pour différentes conditions aux frontières. Ces résultats, entre autres, sont présentés sous forme d'article intitulé [57]: "*Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus*".

Le quatrième chapitre s'intéresse au chargement par des forces antérieure et postérieure qui sollicitent principalement les ligaments croisés. Deux configurations de chargement sont présentées et différentes conditions aux rives choisies. En plus des analyses effectuées sur le modèles intact, le modèle simulant une déficience de chacun des ligaments croisés ainsi que l'ablation totale de l'un des ménisques a également fait l'objet d'analyses additionnelles. Ces résultats sont inclus dans l'article intitulé [58]: "*Biomechanical response of the human knee joint under anterior-posterior forces*".

Le cinquième chapitre regroupe une discussion globale du modèle et de tous les résultats, des conclusions sommaires et des recommandations générales.

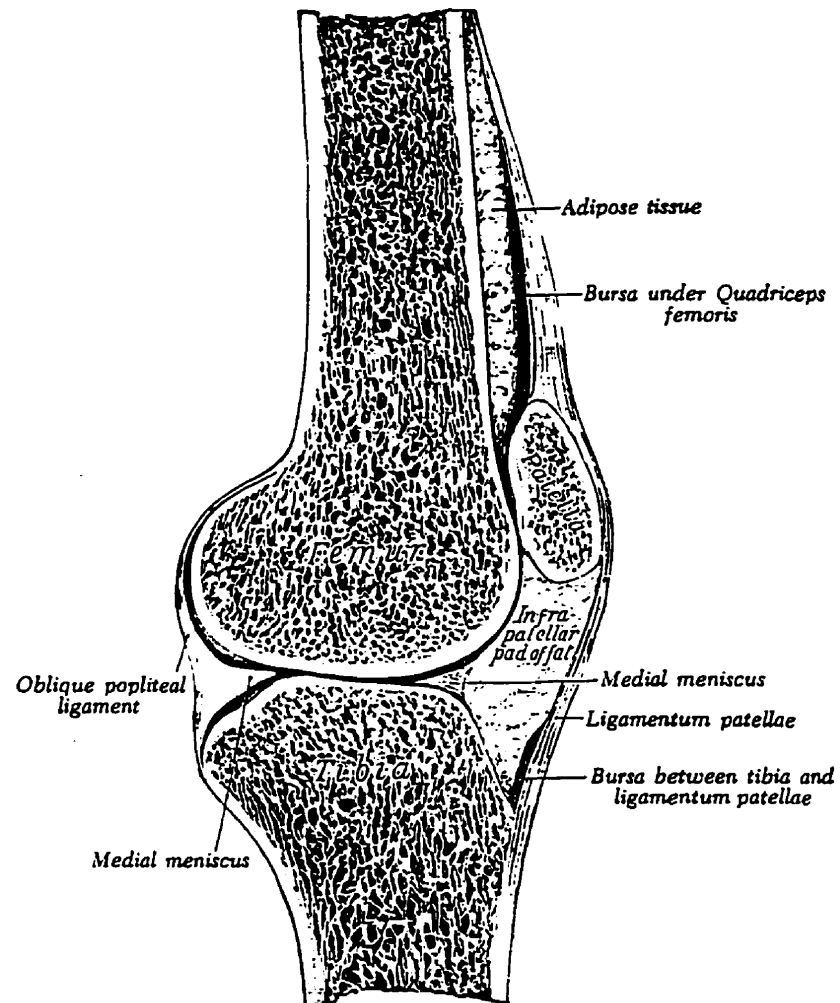


Figure 1.1: Genou droit en extension, vue dans un plan sagittal passant par le condyle interne, ménisque interne, plateau tibial interne et rotule, montrant les épaisseurs des différentes couches de cartilage [28].

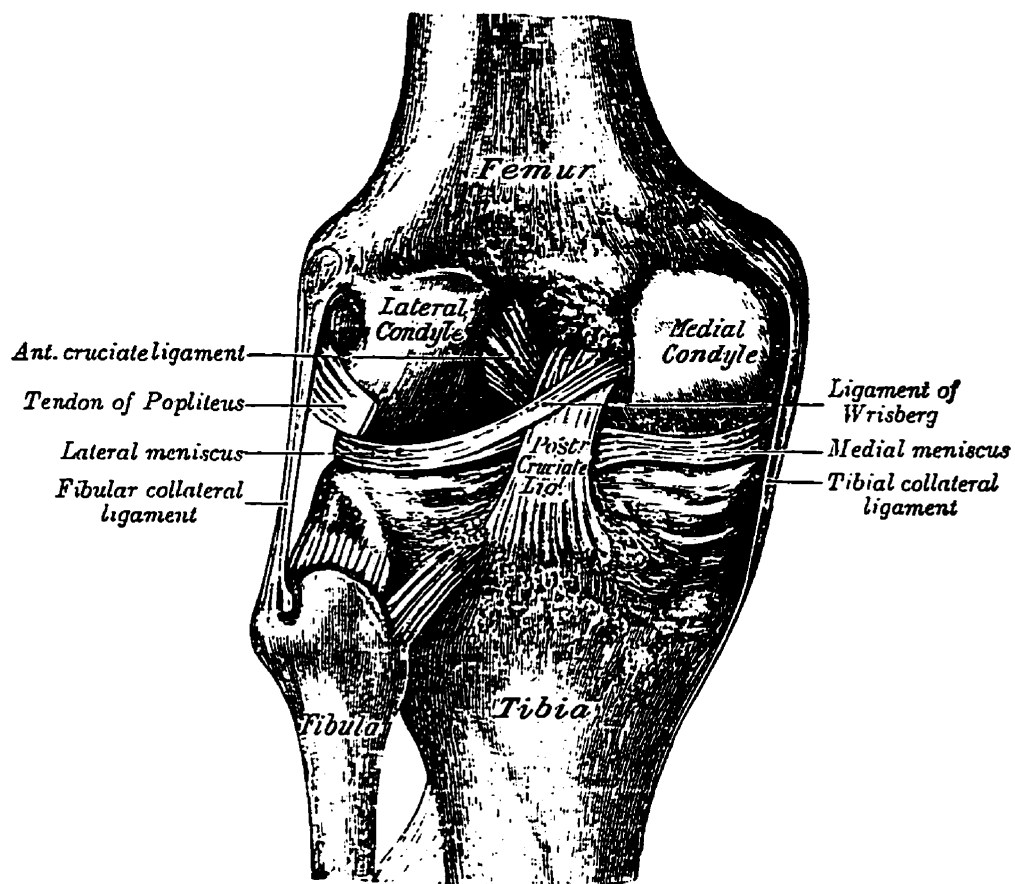


Figure 1.2: Vue postérieure de l'articulation d'un genou gauche montrant, entre autres, les ligaments latéraux, les ligaments croisés et ménisques [28].

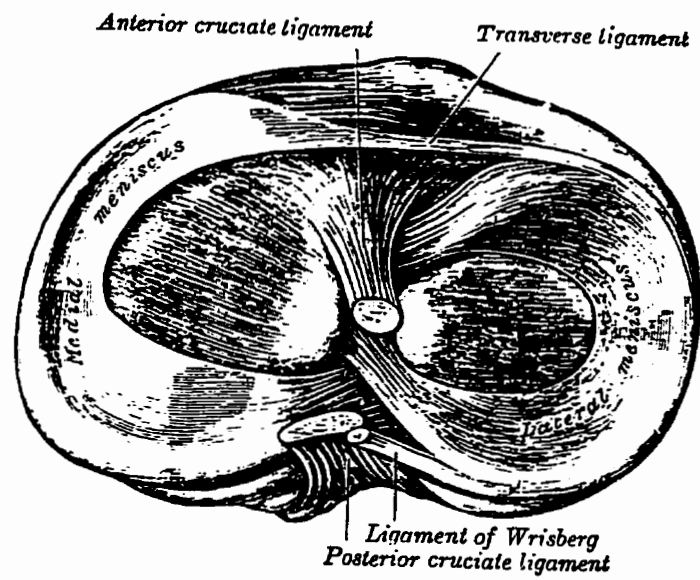


Figure 1.3: Vue supérieure des plateaux tibiaux montrant les ménisques. Sont aussi présents, les différents ligaments du genou [28].

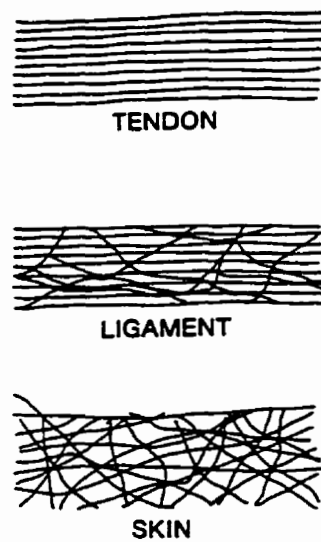


Figure 1.4: Orientations des fibres de collagène dans certains tissus conjonctifs [27].

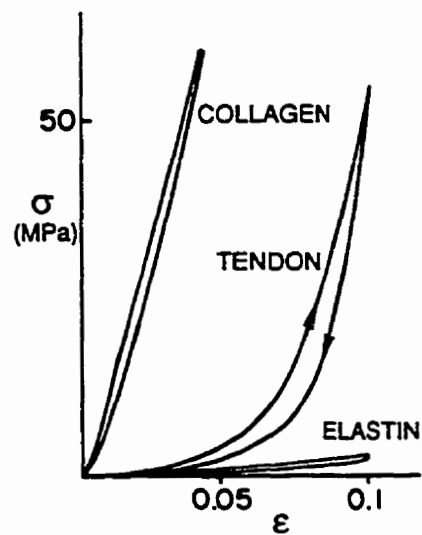


Figure 1.5: Courbe contrainte-déformation typique d'un tendon et de ses constituants [29].

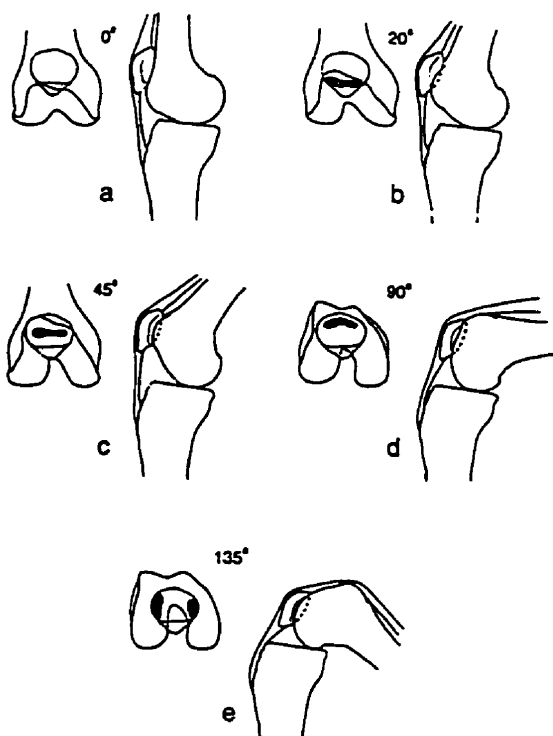


Figure 1.6: Illustration schématique du contact rotule-trochlée en fonction de la flexion du genou [59].

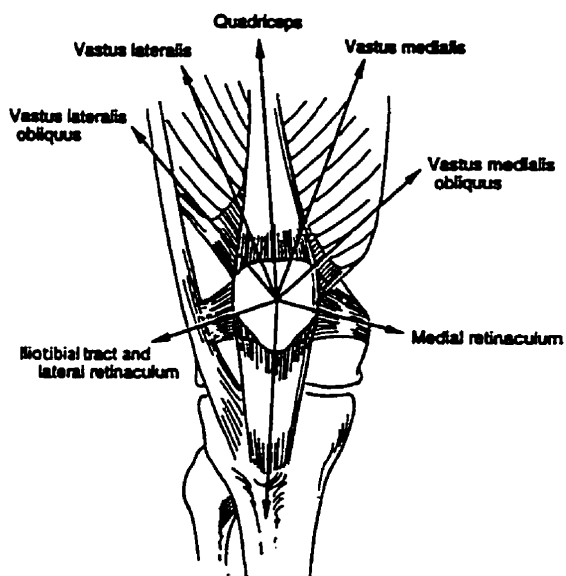


Figure 1.7: Représentation du système de forces agissant sur la rotule [59].

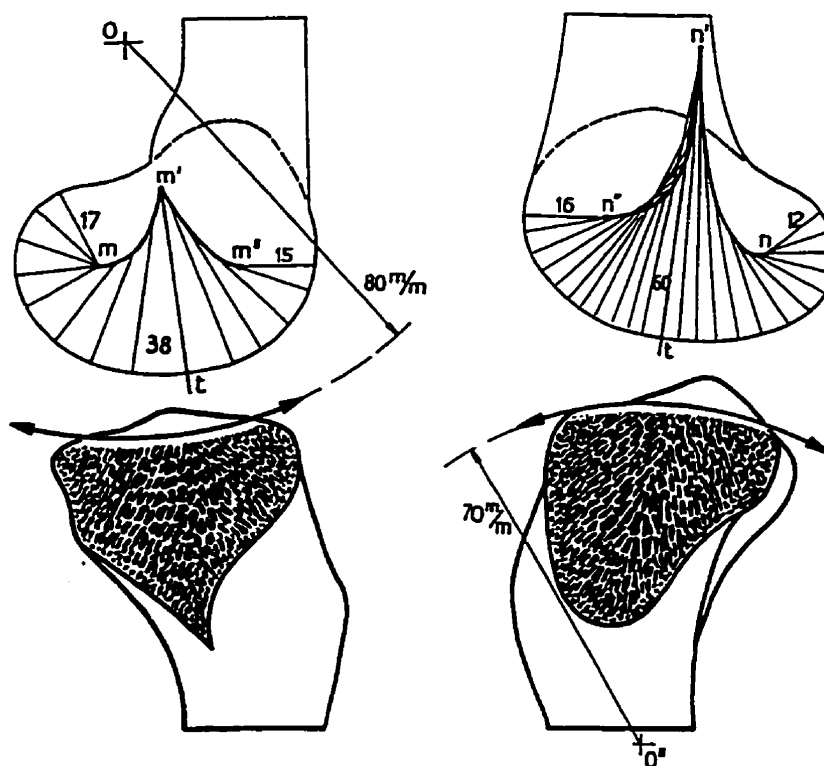


Figure 1.8: Illustration schématique dans un plan sagittal des glènes tibiales et condyles fémoraux internes et externes [24].

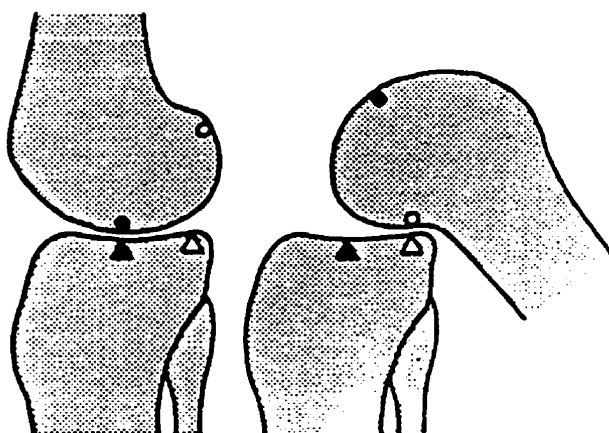


Figure 1.9: Représentation schématique du mouvement de roulement du fémur et glissement du tibia [59].

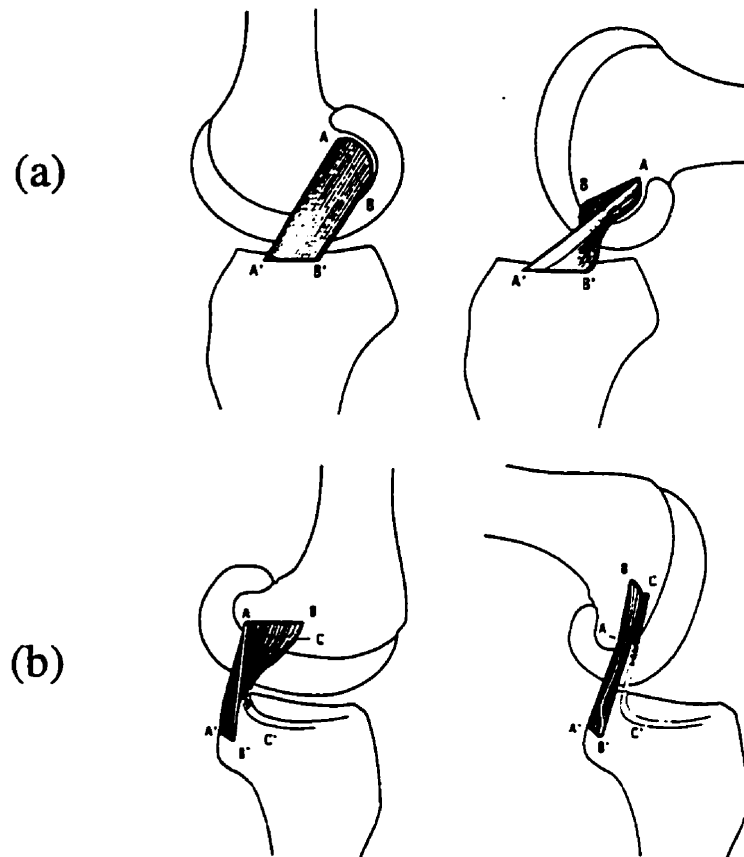


Figure 1.10: Exemple illustrant le comportement des différents faisceaux des ligaments croisés lors de la flexion du fémur [30]. (a) Antérieur, A-A': antéro-interne. B-B': postéro-externe. (b) Postérieur, A-A': postéro-interne. B-B': antéro-externe, C-C': ligament de Humphrey.

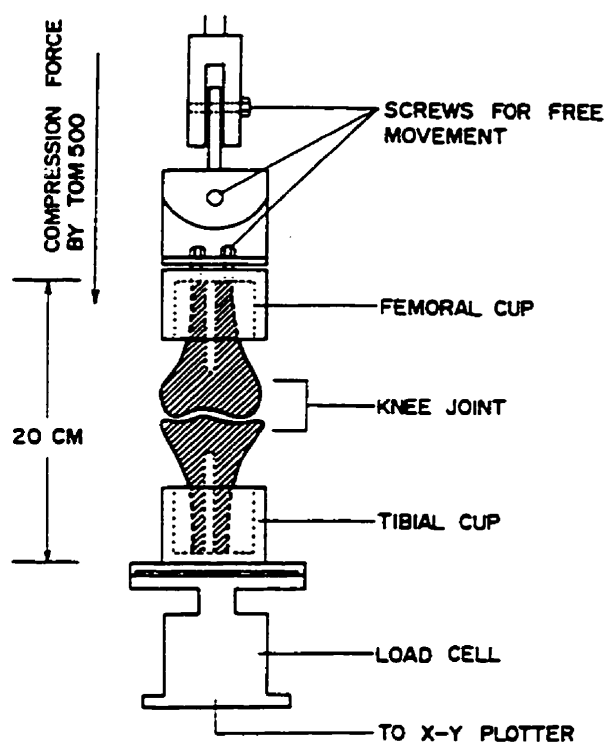


Figure 1.11: Montage expérimental typique pour les tests de compression [7].

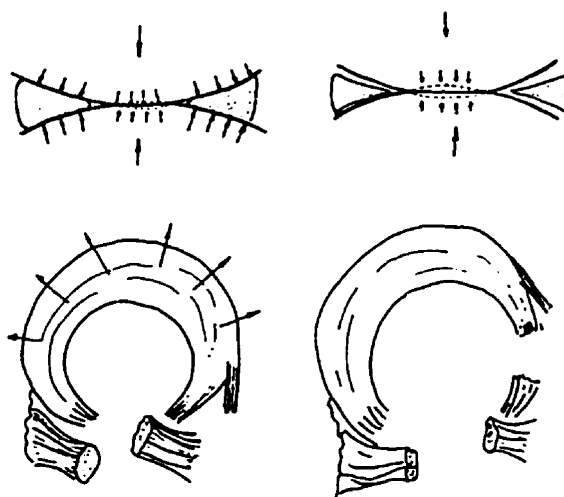


Figure 1.12: Illustration du mécanisme de transfert de charges à travers un ménisque externe, (a) intact, (b) rupturé [11].

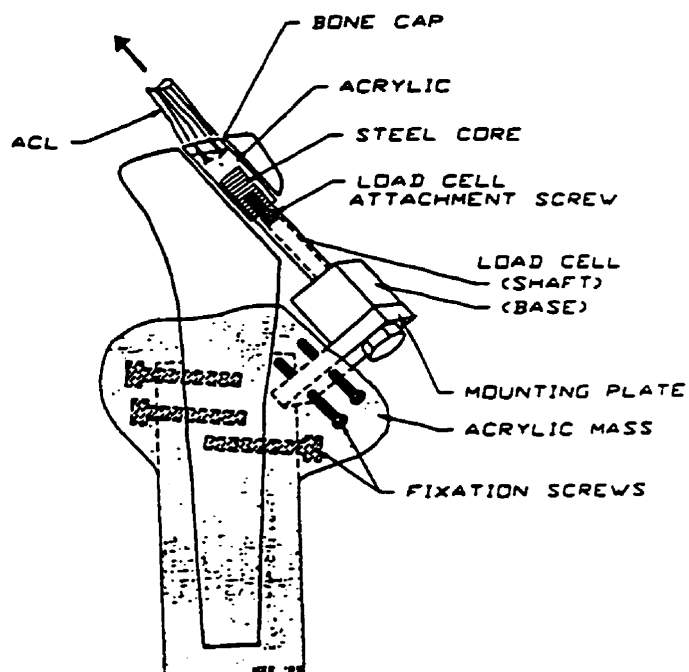


Figure 1.13: Schéma du montage servant à mesurer la force développée dans le ligament croisé antérieur [3].

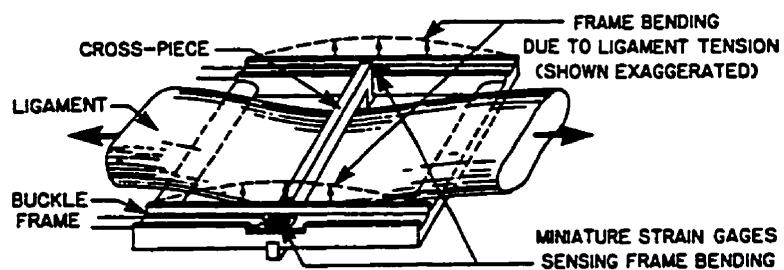


Figure 1.14: Représentation schématique du 'Buckle Transducer' [64].

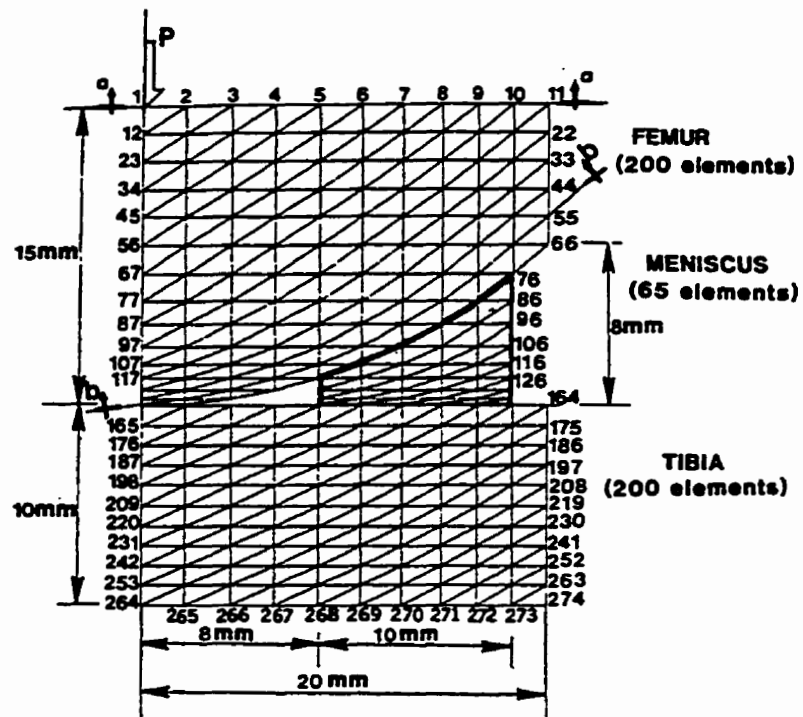


Figure 1.15: Modèle axisymétrique du fémur-ménisque-tibia [44].

CHAPITRE II

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DU GENOU HUMAIN EN COMPRESSION: RECONSTRUCTION, GÉNÉRATION DE MAILLAGE, ET ANALYSE PAR ÉLÉMENTS FINIS

ARTICLE I

BIOMECHANICS OF THE HUMAN KNEE JOINT IN COMPRESSION: RECONSTRUCTION, MESH GENERATION, AND FINITE ELEMENT ANALYSIS

SOMMAIRE

Une géométrie détaillée d'un spécimen de genou humain a été reproduite en utilisant des techniques de tomographie d'impédance assistée par ordinateur, de numérisation de surfaces et de mesures effectuées sur le spécimen. Les données ainsi recueillies sont jumelées à des algorithmes de génération de maillage et à des données de propriétés de matériaux présentées dans la littérature pour développer un modèle d'éléments finis détaillé de tout le genou humain. Le modèle ainsi généré est constitué de trois composantes osseuses (tibia, fémur et rotule), les couches de cartilages respectives qui s'y attachent, les ménisques interne et externe ainsi que cinq ligaments principaux (deux latéraux, deux croisés et le ligament rotulien). Les ménisques sont représentés par un corps nonhomogène, composite d'une matrice solide renforcée par des fibres de

collagène orientées dans les directions circonférencielle et radiale. L'articulation, qui s'opère entre les différentes couches de cartilage ainsi qu'entre les couches de cartilage et les ménisques et le mécanisme d'enroulement du ligament latéral interne sur le tibia sont traités comme des problèmes de contact avec grands déplacements, sans frottement. Les réponses de l'articulation fémorotibiale en extension sont obtenues pour tous les incréments de charges jusqu'à une charge finale en compression pure de 1000N, appliquée sur le fémur. Ces analyses considèrent le tibia comme étant fixe alors que le fémur, pour l'articulation en position d'extension, est libre de se mouvoir dans les directions interne-externe, postérieure-antérieure et proximale-distale; La rotation axiale du fémur est soit laissée libre ou fixe dépendamment des cas étudiés. Des analyses simulant une méniscotomie totale (ablation des ménisques) sont aussi présentés dans cette étude. Avec l'application croissante de la charge, le joint a un comportement nonlinéaire dans la direction axiale avec des mouvements couplés assez significatifs dans les autres directions. À l'issue de l'application d'une compression axiale de 1000N, le plateau externe résiste environ à 60% de la charge transmise à travers l'articulation. Cette compression se transmet d'autant plus à travers des zones de contact cartilage-cartilage que ménisque-cartilage. Les ménisques fermement attachés par leurs cornes à l'os tibial subissent une expansion radiale sous l'effet de la charge imposée augmentant ainsi la surface totale de contact et rendant uniforme la pression de contact. L'excision des ménisques cause une augmentation considérable dans les laxités primaire et couplées du joint, réduit les surfaces de contact et augmente les pressions de contact. Les prédictions du modèle sont en accord avec les mesures expérimentales disponibles dans la littérature.

2.1 SUMMARY

The computer-assisted tomography along with direct digitization and measurements were used to reconstruct the detailed geometry of an entire human knee joint specimen. These data were then merged with a mesh generation algorithm and material properties reported in the literature to develop a 3-D nonlinear finite element model of the knee joint. This model consists of three bony structures (tibia, femur, and patella), their articular cartilage layers, medial and lateral menisci, and five principal ligaments (collaterals, cruciates, and patellar tendon). The menisci are represented as a non-homogeneous composite of a solid matrix reinforced by radial and circumferential collagen fibres. The articulation between cartilage layers with each other as well as with intervening menisci and the wrapping of the medial collateral ligament with tibia are treated as general large displacement frictionless contact problems. The incremental response of the tibiofemoral joint in full extension is determined under axial forces of up to 1000N applied on the femur. Analyses are carried out with the tibia fixed while the femur is set free to translate in medial/lateral, anterior/posterior, and proximal/distal directions; the internal/external rotation is either left free or fixed. Cases simulating total meniscectomy are also considered.

The joint exhibits a nonlinear stiffening response in axial direction with large coupled displacements. At 1000N, the load transferred through the joint is found to be greater at the lateral compartment in comparison with the medial compartment and at the cartilage-cartilage contact in comparison with the meniscus-cartilage contact. The menisci, firmly attached by their horns to the tibia, are radially extruded under the axial compression and cause greater contact areas and smaller, more uniform, contact

pressures. Removal of menisci markedly increases the joint primary and coupled laxities, reduces total contact areas, and increases contact stresses. The predictions are in general agreement with measurements reported in the literature.

2.2 INTRODUCTION

The human knee joint is distinguished by its complex three dimensional geometry and multi-body articulations that generate complex mechanical response under physiological loads. The knee joint compliance and stability required to optimally perform daily functional tasks are provided by various articulations, menisci, ligaments and muscle forces. A proper understanding of knee joint biomechanics significantly improves the prevention and treatment of knee joint disorders and injuries. The total knee arthroplasty and prosthetic ligament replacement are two examples that directly benefit from such knowledge.

Knee joint mechanics have consequently been the subject of a large number of studies, the majority of which are experimental and aim at the measurement of the gross multidirectional load-displacement response of the joint under both intact and perturbed states¹⁻⁵. Measurements have also been reported on the biomechanical role of the ligaments and menisci⁶⁻¹¹ as well as the mechanism of load transfer and contact areas and pressures at the tibiofemoral and patellofemoral joints¹²⁻²⁰. In spite of continuing increase in experimental results, it is recognized that measurements alone are not sufficient to delineate the detailed biomechanics of the human knee joint.

Various applications in orthopedic biomechanics have long demonstrated that

realistic mathematical modeling is an appropriate tool for the simulation and analysis of complex biological structures such as the human knee joint. During the last two decades, a number of analytical model studies with different degrees of sophistication and accuracy have been presented in the literature. These have mainly attempted to model the tibiofemoral joint²¹⁻²⁸ while a few studies have aimed at modeling the patellofemoral joint^{29,30} and more recently at both the tibiofemoral and patellofemoral joints³¹. As for the finite element model investigations, no study of the entire tibiofemoral joint is yet reported in the literature. A few model studies of the menisci are found assuming simplified axisymmetric geometries for the femoral condyles, tibial plateau, and menisci with no consideration of any of cartilage layers or of ligamentous contribution^{32,33}. More recently, using similar axisymmetric geometries, an analysis has been carried out considering femoral and tibial articular cartilage layers of uniform thickness²⁰. Thus previous studies have not taken into account some of the mechanical features essential for a realistic nonlinear elastostatic model study of the knee joint. These features are: the complex three dimensional kinematics of both tibiofemoral and patellofemoral joints; the presence of cartilage layers and menisci with accurate articular geometries; the non-linear response including large displacement articulation between cartilage layers of tibia, femur, and patella with each other as well as with the menisci; the non-homogeneous composite nature of menisci; and the presence of the primary ligaments including the wrapping mechanism of the medial collateral ligament.

The results of previous model studies should be critically evaluated in light of their underlying assumptions. Incorporation of the above features is essential for the accurate prediction of response under various loading conditions. Such detailed investigation, however, requires the use of advanced computer techniques for both the

geometric reconstruction and the subsequent stress analysis. The objectives of the study reported in this paper are, hence, set as:

- 1) Detailed reconstruction of a cadaveric total knee joint including bony structures (tibia, femur, and patella) and soft tissues (ligaments, menisci, and articular cartilage layers).
- 2) Finite element discretization of the reconstructed knee joint accounting for the articular surfaces needed for the nonlinear contact analysis, the composite (non-homogeneous) nature of the menisci, the wrapping of the medial collateral ligament around proximal tibia, various other ligaments, and the patellar tendon for the quadriceps muscle group.
- 3) Nonlinear stress analysis of the model under various loads.

For this study, the results are presented only for the tibiofemoral joint, neglecting the patella, at full extension under 1000N axial compressive force applied to the femur. An additional case is also studied in which both menisci are removed (i.e., total meniscectomy), and the response under similar loading condition is computed. These two cases of intact and meniscectomized joint models consider a femur free to translate in all directions but restrained in flexion and varus-valgus rotations; the axial rotation being left either free or fixed.

2.3 METHODS

2.3.1 Reconstruction of the geometry

A fresh frozen right human knee joint of a 27 years old female subject (Figure 2.1), obtained following amputation and inspected both visually and radiographically to be

normal, was used to reconstruct the geometry and the finite element mesh. The first step consisted of the reconstruction of bony structures of the knee joint. A total of 83 images of the knee was obtained using a Picker 1200 SX computerized tomography (CT) system (Picker, Cleveland, OH) based on a specific protocol to optimize the visibility of the bony structures. Each image was 1mm thick and was taken at 1mm interval in a sagittal plane. The serial $512 \times 512 \times 12$ -bits digital images were then recorded on a magnetic tape and transferred to a computer work station for further analyses and treatments. A threshold method was initially used for segmentation based on the analysis of a typical pixel intensity curve of each CT image. An averaged CT number for the bony structures was chosen and the segmentation performed to separate bony tissues from soft tissues. An in-house interactive image processing program was then used to view, verify and eventually correct the results of the segmentation process. The segmented images were combined all together to automatically generate a 3-D triangular polygon solid mesh of the bony tissues by an in-house 3-D reconstruction algorithm. An interactive program allowed us to visualize the model and to obtain the coordinates of specific points on the surface.

Owing to the poor visibility of the soft tissues on CT scan images, direct digitization and measurements were also used. The overall dimensions of the specimen were first measured prior to the separation of tibia, femur, and patella by dissection of ligaments and joint capsules. Each component was subsequently fixed through a specially designed support on a numerically controlled machine (Matsuura MC-760VX, Fukui, Japan) which was used to digitize articular surfaces of cartilage layers and menisci. The tibial proximal end was once digitized with the menisci intact followed by that without menisci. A total number of 140 points was digitized on both surfaces. The insertion points of various joint ligaments and menisci were also recorded in addition to points defining the

tibial medial edge around which the medial collateral ligament wraps. Similar procedure was performed for the patellar articular cartilage with 60 digitized points on the surface. For the femoral articular cartilage a total number of 170 points was required to digitize the surface which was subdivided into five regions digitized by rotating twice the support. The thickness of different articular cartilage layers in the direction normal to the surface was manually measured at the already digitized points by a specific reshaped digital caliper. A new set of data points was then obtained for each cartilage layer defining its underlying attachment surfaces on the bony structure.

Each set of three-dimensional coordinates of the data points expressed in a laboratory-fixed Cartesian coordinate system was surface-fitted in order to obtain the mathematical description of specific regions. For this purpose the Akima's algorithm³⁴ for bivariate interpolation of any set of irregularly distributed data points was used to generate a spatial complex surface based on the recorded data points. This algorithm is available as a routine in the IMSL library of mathematical subroutines³⁵ which allows to fit a fifth degree polynomial surface expressing the height z to horizontal plane coordinates x and y at nodes of small triangular cells selected by the user within the main patch by:

$$z_k = \sum_{i=0}^5 \sum_{j=0}^{5-i} q_k^{ij} x^i y^j \quad \text{for } k=1 \text{ to } 3 \quad (2.1)$$

The 21 unknown constants q_k^{ij} are found by imposing continuity conditions on each corner node for the spatial coordinate, its tangents, and its curvatures (i.e., z_k , $\partial z_k / \partial x$, $\partial z_k / \partial y$, $\partial^2 z_k / \partial x^2$, $\partial^2 z_k / \partial x \partial y$, $\partial^2 z_k / \partial y^2$) as well as the continuity of the tangents (i.e., $\partial z_k / \partial n$) perpendicular to each common side between two neighboring triangular cells.

The femoral sub-regions were subsequently patched satisfying smoothing conditions and, along with other reconstructed surfaces were all superimposed on the CT-based reconstructed bony structures in a unique anatomical Cartesian coordinates system resulting in the whole joint. The required transformations were developed based on specific landmark points known in both the laboratory-fixed coordinates system and the CT-based coordinates system followed by minor adjustments to prevent penetrations between surfaces in contact with each other. The completed reconstructed knee joint consists of three bony structures (tibia, femur, patella), their articular cartilage layers, two menisci (medial, lateral), and five ligaments (medial collateral, lateral collateral, anterior cruciate, posterior cruciate, and patellar tendon).

2.3.2 Finite element mesh generation

The finite element grid was developed with the objective to perform the analyses using an in-house nonlinear finite element package program. The program has extensively been employed in our spinal studies. The details of the formulation are available for reference³⁶⁻³⁹ and are not given here to avoid repetition.

A rigid body representation was considered for each bony structure: tibia, femur and patella. This is time efficient in a nonlinear analysis and accurate due to their much larger stiffness compared to that of soft tissues. Each bony structure was represented by a primary node located at its center and by a set of local convective coordinates system that rotates with the rigid body. The finite element mesh generation was then automatically performed leading to 81 8-node solid elements for both medial and lateral tibial articular cartilages, 244 8-node solid elements for femoral cartilage, and 49 8-node solid elements for patellar articular cartilage. For meniscal tissues, a non-

homogeneous composite model of a matrix of ground substance reinforced by a network of radial and circumferential collagenous fibres was considered. Due to their shapes, the meniscal tissues were modeled by solid elements in the radial, circumferential, and axial directions resulting in a total of 424 8-node solid element for both menisci. A total of 1212 truss elements reinforcing these solid elements were also used to model the collagen network throughout the meniscal material in radial and circumferential directions. Moreover, 39 uniaxial elements modeled various ligaments of the knee joint, the anterior and posterior bundles of the anterior cruciate ligaments by 3 elements each; the anterior and posterior bundles of the posterior cruciate ligaments by 3 elements each; the anterior, posterior, and superior bundles of the lateral collateral ligament by 3 elements; and finally, the patellar ligament by 9 elements. Special attention was focused on the medial collateral ligament that wraps around the proximal medial bony edge of the tibia in addition to its peripheral attachments to the medial meniscus. This ligament was modeled in its proximal part by 15 trusses in the anterior, posterior, and inferior bundles, each bundle starting from the femoral bony insertion to the distal outer surface of the medial meniscus and connected to a wrapping element to give a total of 5 wrapping elements for the distal part of the medial collateral ligament. The overall finite element mesh is shown in Figures. 2.2 and 2.3.

For the frictionless nonlinear contact problem modeling articulation at the tibiofemoral and the patellofemoral joints, seven potential contact areas were identified. These are the medial femoral condyle against proximal medial meniscus; medial femoral condyle against medial tibial cartilage; distal medial meniscus against medial tibial cartilage. Three similar contact regions on the lateral side of the tibiofemoral joint were also determined. Finally contacting regions were defined at the patellofemoral joint

between the femoral cartilage and the retropatellar articular cartilage. In the nonlinear finite element model, the femoral articular cartilage surface and the distal meniscal surfaces were considered to be the contactor surfaces represented by nodal points while tibial and patellar articular cartilage surfaces and proximal meniscal surfaces were, on the other hand, taken as target areas modeled by triangular patches. For this representation of the contact problem, a total number of 758 contactor nodal points and 740 target triangular facets were used.

2.3.3 Material properties, loading, and boundary conditions

For the present finite element analysis of the model taking into account only the tibiofemoral joint at a fully extended position, the material properties were derived from the data available in the literature. As discussed earlier, the bony structures were modeled by rigid bodies. The articular cartilage layers were assumed to be isotropic with the elastic modulus of $E=12\text{MPa}$ and Poisson's ratio⁴⁰⁻⁴² of $\nu=0.45$. Similar values for the elastic moduli have been used in previous finite element analyses^{43,44}. For the representation of the menisci, a composite of isotropic matrix reinforced by collagen fibres was considered. The elastic modulus of the matrix was chosen as $E=8\text{MPa}$ which is close to values obtained from measurements on specimens cut in the radial direction at the deep parts of the menisci^{45,46}. This value is in accordance with the observation that meniscal tissue is roughly one-half as stiff in compression as articular cartilage⁴⁷. The Poisson's ratio was taken as $\nu=0.45$. These moduli were used in the hypoelastic constitutive relations employed in the finite element program.

The nonlinear material properties for collagen fibres were chosen similar to those for disc collagen fibres used in our spinal model studies^{36,48}. In the $30\mu\text{m}$ to $150\mu\text{m}$

thick membrane on the proximal surface as reported by Fithian *et al.*⁴⁷ or in the 200µm thick membrane as suggested by Whipple *et al.*⁴⁶, the fibres are randomly oriented resulting in nearly equal properties for meniscal specimens in the radial and circumferential directions yielding elastic moduli of 70MPa and 50MPa, respectively⁴⁶. A mean value of 60MPa was assumed in this work for the purpose of following calculations. In the deep region of menisci, the collagen fibres are reported to be predominant in the circumferential direction⁴⁹ with a mean tensile elastic modulus of about 170MPa⁵⁰. The equivalent collagen fibre content in each direction was then evaluated based on the equilibrium equation of a meniscal specimen under tension developed to relate a homogeneous orthotropic material to a non-homogeneous composite one as that used in the model:

$$E_T^{SEC} = \alpha E_F^{SEC} + E_M \quad (2.2)$$

Where α is the collagen fibre volume fraction content, $E_M = 8\text{MPa}$ is the estimated elastic modulus of the matrix, E_T^{SEC} and E_F^{SEC} are the strain-dependent nonlinear elastic secant moduli of the meniscus as a homogeneous orthotropic material and collagen fibres, respectively. This equation was employed for several strain magnitudes yielding an averaged fibre volume fraction content of 14% in the circumferential direction in the deep parts of menisci and 7% in both directions in the superficial regions.

Material properties for different ligaments were derived from available data in the literature. Some specific parameters most commonly reported for ligaments are the ligament stiffness K , linear elastic modulus E , initial or reference strain, nonlinear strain level parameter ϵ_l , ultimate stresses and strains, and energy density at failure^{51,52}. From these data, the stress-strain curves relating nominal stress to engineering strain were

reproduced assuming a non-linear quadratic stress-strain behavior for low strains and a linear behavior for strains higher than $2\epsilon_1$ as suggested by Wismans *et al.*²⁸:

$$\begin{aligned} \sigma &= 0 & \text{for} & \epsilon \leq 0 \\ \sigma &= E \epsilon^2 / 4 \epsilon_1 & \text{for} & 2\epsilon_1 \geq \epsilon \geq 0 \\ \sigma &= E (\epsilon - \epsilon_1) & \text{for} & \epsilon \geq 2\epsilon_1 \end{aligned} \quad (2.3)$$

The linear elastic moduli of the anterior cruciate ligament, ACL, and lateral collateral ligament, LCL, have been reported by Butler *et al.*⁵¹. The linear elastic modulus for the medial collateral ligament, MCL, was obtained from the stiffness values used in a previous model study²² accounting for the ligament's cross sectional area measured directly on the specimen. The elastic modulus of the patellar tendon was based on the ligament stiffness values reported by Hirokawa²⁹ while data for the anterior and posterior bundles of the posterior cruciate ligaments, aPCL and pPCL, were derived from recent measurements performed by Race and Amis⁵². The nonlinear strain level parameter known also as the linear strain limit parameter ϵ_1 was set to be around 0.03 for all ligaments⁵¹, while the reference strain for each ligamentous bundle defined as the strain at no external load was derived from earlier studies^{23,26,28} and is listed in Table 2.1.

In the event of contact between a contactor point and a target facet, a two-node contact gap element is automatically generated by the contact algorithm in the program which is assumed to have a modulus of 100MPa in compression and nil in tension. The contact between adjacent bodies is assumed to initiate at distances below 0.15 mm (i.e., gap limit). These values were chosen based on a number of preliminary studies on the effect of contact parameters on predicted results.

The present nonlinear stress analysis is performed considering the tibiofemoral joint only. For the sake of validation of the model predictions, the load application and boundary conditions are set to be as much as possible similar to those used in experimental studies^{1-4,14,18}. The femur is free to translate in the proximal-distal, medial-lateral, and anterior-posterior directions; the internal-external rotation is once left free and then fixed while flexion and varus-valgus rotations are maintained fixed throughout the analyses. This allows us to apply the compressive load at the primary node positioned approximately at the center of mass of the femur instead of attempting to locate the joint mechanical balanced point the position of which varies with load. The reconstructed joint has an initial varus-valgus alignment of 6°. In the presence of initially prestressed ligaments, the compressive load on the femur is incrementally applied to reach the maximum value of 1000N while the tibia is completely fixed. Additional analyses are also carried out in which the meniscal structures are removed from the model to simulate a total meniscectomized joint.

2.4 RESULTS

The predicted load-deflection curves of the femoral shaft for the intact and meniscectomized joint when the femoral axial rotation is left free or fixed exhibit a nonlinear stiffening behavior as shown in Figure 2.4. In this figure, the computed axial deflections represent the relative increase in femoral displacements from their initial equilibrium position under the initial ligamentous prestress forces. Along with primary axial translation, large coupled displacements are also computed. The coupled femoral displacements (shown in Figure 2.5) are influenced by the constraint on the internal-external rotation. Bilateral meniscectomy markedly increases the coupled medial

translation and the internal rotation. Similar to the axial translations, the coupled motions are evaluated relative to their magnitudes in intact cases following the application of initial ligamentous forces.

The horizontal nodal displacements within the menisci are maximum on the outer radius at the proximal surfaces, in the posterior third for the medial meniscus and the middle third for the lateral meniscus. Figure 2.6 shows proximal and posterior views of the initial and displaced shapes of the menisci at the final load when the internal-external rotation is left free. The displacements within the medial meniscus are higher than those in the lateral one. Maximum values of 2.08mm and 1.02mm are obtained in the radial direction and 1.70mm and 1.26mm in the circumferential direction for the medial and lateral menisci, respectively. Tensile strains in collagen fibres oriented in the radial direction are found to be higher in these regions with values ranging from 4.5% to 7.5%. In circumferential fibres within both menisci, tensile strains are mainly between 3% and 4% with an isolated fibre exhibiting 5% in the central part of the lateral meniscus .

Under no external load, the joint is initially compressed due to the prestress in some ligaments (Table 1). The net axial compression experienced by the joint is, hence, larger than the applied external load. Under the final load, the LCL becomes completely slack with no axial force, the ACL becomes increasingly tight owing to the coupled femoral posterior displacement, the PCL remains slack, while the MCL, firmly attached to the medial meniscus and wrapped along a bony tibial proximal edge, shows an increase in its initial tensile force under 1000N compressive load. The total initial and final (at 1000N compression) tensile forces are, respectively, 11N and 117N in the ACL while 44N and 55N in the MCL.

The forces transferred through the femur-meniscus, femur-tibia, and meniscus-tibia contact regions at both lateral and medial compartments are computed for each incremental load and verified to almost completely equilibrate the total load in the joint. The intact knee joint model used shows no initial lateral cartilage-cartilage contact at loads below 50N while small initial contact areas exist in all the remaining contact regions within the tibiofemoral articulation. Analysis of contact forces indicates that in the intact joint, when the axial rotation is not restrained, the lateral compartment carries more load than does the medial compartment: at 1000N these compartments share the applied load at ratios of 60% and 40%, respectively, see Figure 2.7. As the rotation is fixed, under 1000N, the lateral and medial compartments share the load nearly equally. Removal of menisci tends to noticeably alter the portion of the axial load on the medial plateau so that, at 1000N, the medial plateau carries much smaller load when axial rotation is free whereas nearly the same load as the lateral one when axial rotation is fixed. The contribution of the menisci in the load-bearing is demonstrated by evaluating the portion of axial compartmental load transmitted through menisci as compared with the whole axial compartmental load. For the small to moderate loads, the lateral meniscus resists a larger portion of axial load than does its medial counterpart, see Figure 2.8. This relative distribution reverses for the unconstrained joint at large loads. The overall portions of compartmental load carried by menisci diminishes as the axial load increases. The ratios obtained for both medial and lateral side at 1000N are ranged between 27% and 36%.

Analysis of the stresses in the tibial cartilage layers, at the centroid of solid elements, indicates that the maximum principal stresses are oriented approximately normal to the contact surfaces and are almost completely in compression except for some small regions on the cartilage edges that undergo negligible tension. At 1000N, with the

unconstrained femoral internal-external rotation, these normal stresses are slightly greater in the lateral plateau as compared with those in the medial one (Figure 2.9). Maximum compressive stresses of 2.5MPa and 2.7MPa, respectively in the medial and lateral plateaus, are computed in the uncovered cartilage located close to the tibial eminence on the medial side and at the center on the lateral side. The opposing femoral cartilage is also mainly in compression and exhibits slightly larger stresses on its lateral condyle with maximum compressive stress of 5.5MPa located internally near the femoral groove. The compressive stresses within cartilage layers following meniscectomy are higher than those computed in intact joint. Their maximum values in the medial and lateral tibial plateaus are amplified by about 10% and 25%, respectively, and are located nearly at the same region in the medial side but more centrally on the lateral side (Figure 2.9). In this case, the magnitude and location of the maximum compressive stress in the femoral cartilage layer remains nearly unchanged.

2.5 DISCUSSION

In this study the merging of computer-assisted tomography and finite element modeling proved to be an efficient procedure to develop detailed finite element models of complex biological structures such as the human knee joint. In addition to the computerized tomography used to reconstruct the bony tissues, digitization with a numerically controlled machine and direct measurements were carried out to develop the 3-D model of the menisci, cartilage layers, and ligaments. The treatment of CT data did not require manual digitization of the medical images. The direct reconstruction of bony landmarks is, therefore, advantageous both to preserve accuracy and to save pre-processing time. The geometric modeling of the entire knee joint is a challenging task that

was attempted for the first time. In the finite element modeling of the joint, special attention was given to the precise reconstruction and discretization of the menisci and articular cartilage surfaces. This is due to their relative importance in joint biomechanics. The overall level of mesh refinement appears to be adequate for the purpose of this study. The procedure adopted in this work was based on and substantially benefited from the experience gained during our earlier investigations on biomechanics of the human lumbar spine^{39,53}.

Several parameters such as the number of elements to be used along the circumference, throughout the radial direction, or within the thickness of meniscal structures, and the type of solid elements for cartilage layers and menisci were introduced in the mesh generation algorithm as to be set by the analyst. This is an important step towards the parameterization of the knee model which would be of great help in generating personalized finite element meshes of live subjects by only inputting a number of specific anatomical values into an existing set of data.

In the present work, neglecting the patella, the response of the tibiofemoral joint in the fully extended position is predicted under an axial compressive load applied on the femur by increments of 50N for small loads up to 600N and increments of 100N for higher loads up to 1000N. For each increment, two iterations are executed in order to obtain a satisfactory convergence on the overall equilibrium, contact forces, strains, and stresses in uniaxial and solid elements.

2.5.1 Kinematics of the tibiofemoral joint in compression

The joint kinematics is influenced by the femoral constraints, applied loads,

articulation at different regions, menisci, and ligaments. Even under pure axial compressive load at full extension with no varus-valgus rotation, the joint exhibits coupled horizontal translations and axial rotation in addition to the primary translation in the axial direction. The posterior translation is the largest coupled translation computed in the intact joint which increases with applied compressive load (Figure 2.5). This coupled translation is due likely to the anatomical posterior slope of the tibial plateaus and is primarily resisted by the tension in the ACL computed to be 117N at the 1000N applied compression. Constraint on the axial rotation does not appear to have substantial influence on the response in other directions with the exception of increasing the stiffness in the axial direction (Figure 2.4).

Total bilateral meniscectomy substantially alters the kinematics of the tibiofemoral joint by increasing the primary and coupled joint laxities in all directions except for the posterior one (Figures 2.4 and 2.5). The largest relative increases are noted to occur in the coupled axial rotation and medial translation. In the case of joint with the constrained axial rotation, the marked effect of meniscectomy on coupled displacements almost disappears. The softening effect in axial translation still persists, although to a smaller extent (Figure 2.4).

Despite of differences in femoral constraints, loadings, and ligamentous presence, the *in vitro* studies of the tibiofemoral joint at full extension under axial compression¹⁻⁵ report stiffening nonlinear axial load-displacement relations similar to the predicted ones in this study. Under smaller loads, the response is nonlinear. As the load increases, the joint becomes more congruous resulting in a more linear load-displacement relationship (Figure 2.4). The measured axial translations of 0.87 ± 0.17 mm (mean $\pm$ S.D.)

under 1000N ¹, of about 1.3mm under 1000N ² (Shrive et al., 1978), and of 0.5mm to 1.1mm under 1500N ⁴ are in general agreement with our computed values depicted in Figure 2.4. Moreover, the substantial increase in the axial translation following total bilateral meniscectomy found in this study is agreement with the results of previous experimental studies that report the same trend¹⁻⁵.

2.5.2 Mechanics of load transmission in axial compression

In this complex multibody contact problem, the analysis predicts the region of contacts as well as the transmitted contact force at each contactor node with its target element on the opposing surface. The orientation of the contact force varies from a region to another depending on the spatial geometry of proximal articulating surfaces of tibial cartilage and menisci. Analysis of predicted results at each load step verified the equilibrium of external and internal loads, accounting for the ligamentous forces as well.

The relative distribution of load among various articular regions alters as applied load changes. At 1000N axial compression, the lateral compartment transfers 60% of the total axial load on the joint with the remaining portion carried on the medial side. This difference diminishes as the axial rotation is constrained (Figure 2.7). In each compartment, under moderate to large applied loads, the major portion of the load is supported by the uncovered cartilage as compared with the menisci (Figure 2.8). The meniscal portion of the compartmental load diminishes as the axial compression increases and reaches an average of about 30% under 1000N applied load (Figure 2.8). Bilateral meniscectomy increases the relative load transmitted through the medial plateau (Figure 2.7), so that the load on the medial plateau at 1000N is found to be larger than that on the lateral plateau as the menisci are removed and axial rotation is restrained.

Analysis of contact forces and regions on tibial plateaus and stresses at the centroid of tibial cartilage layers (Figure 2.9) indicates that the uncovered cartilage is loaded primarily at the central regions adjacent to the tibial eminence. The covered areas transmit a smaller portion of load and experience relatively smaller compressive stresses. Removal of menisci considerably relieves the stresses on the previously covered regions by over-stressing the central uncovered regions inducing large pressure gradients. In this case, the regions of contact are computed to diminish by nearly half, and even further as the axial rotation is restrained, which signifies the concentration of contact stresses on the cartilage in the absence of menisci.

The measurement of contact loads, pressures, and areas of the intact and meniscectomized tibiofemoral joint in compression is a difficult task with inherent errors of substantial magnitude, depending on the method used. These could be due to the alterations in joint kinematics and kinetics, limitations in techniques, or assumptions in subsequent calculations. Owing to the importance of such data, a number of investigators have attempted these measurements^{1,4,5,12-14,17,18}. Others have estimated the meniscal contribution in load transmission approximately by comparing the load-displacement curves of the intact and meniscectomized joints^{2,3}.

Overall, the predicted meniscal transmission of about 30% of compartmental load at 1000N compression (Fig. 2.8) appears to be situated at the lower limits of experimental results that report values varying from 35% to as high as 100%^{2-4,13,14}. The relative magnitude of load between uncovered cartilage as compared with meniscus markedly depends, amongst others, on the initial positioning of the joint, femoral constraints, the joint degeneration, and loading.

The prediction that, under no load or very small loads, the contact occurred primarily on the menisci and medial uncovered cartilage is supported by previous observations^{2,4}. The maximum contact pressure of less than 3MPa measured under 1000N load in cartilage of intact joints^{1,13,14,18} appears to be in the range of computed principal compressive stresses in the tibial cartilage (Figures 2.9). Moreover, in agreement with the current predictions, removal of menisci has been measured to substantially decrease the total contact area and increase the maximum contact pressure on each plateau^{1,4,5,13,14,17,18}. Such marked effect of meniscectomy, as shown in Figure 2.9, relieves the previously covered areas while the central uncovered regions carry larger stresses resulting in a considerable stress gradient on cartilage.

In conclusion, a realistic 3-D model of the entire human knee joint including femur, tibia, patella, cartilage layers, menisci, and joint ligaments has been developed. In the present work, the response of the tibiofemoral joint, neglecting the patellofemoral joint, is investigated in full extension under axial compression forces of up to 1000N. The study of the joint including the patellofemoral articulation with different quadriceps activations at different flexion angles is planned to be performed in the future. Such studies are expected to improve our understanding of the detailed biomechanics of this complex structure in both normal and perturbed states.

2.6 REFERENCES

- 1 Kurosawa H, Fukubayashi T, Nakajima H. Load-bearing mode of the knee joint: physical behavior of the knee joint with or without menisci. *Clin Orthop Rel Res* 1980; 149: 283-90

- 2 Shrive NG, O'Connor JJ, Goodfellow JW. Load-bearing in the knee joint. *Clin Orthop Rel Res* 1978; 131: 279-87
- 3 Seedhom BB, Dowson D, Wright V. The load-bearing function of the menisci: a preliminary study. In: Ingwersen et al. (eds) *Proc Int Cong Knee Joint*, Rotterdam, 1973; 37-42
- 4 Walker PS, Erkman M. The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clin Orthop Rel Res* 1975; 109: 184-92
- 5 Krause WR, Pope MH, Johnson RJ, Wilder, DG. Mechanical changes in the knee after meniscectomy. *J. Bone Jt Surg [Am]* 1976; 58A: 599-604
- 6 Ahmed AM, Burke DL, Duncan NA, Chan KH. Ligament tension pattern in the flexed knee in combined passive anterior translation and axial rotation. *J Orthop Res* 1992; 10: 854-67
- 7 Markolf K, Mensch J, Amstutz H. Stiffness and laxity of the knee - The contributions of the supporting structures. *J Bone Joint Surg [Am]* 1976; 58A: 583-94
- 8 Piziali RL, Rastegar J, Nagel DA, Schurman DJ. The contribution of the cruciate ligaments to the load-displacement characteristics of the human knee joint. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1980; 102: 277-83
- 9 Takai S, Woo SLY, Livesay GA, Adams DJ, Fu FL. Determination of the *In situ* loads on the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 1993; 11: 686-95
- 10 Wascher DC, Markolf KL, Shapiro MS, Finerman GAM. Direct *in vitro* measurement of forces in the cruciate ligaments -Part I: The effect of multiplane loading in the intact knee. *J Bone Joint Surg [Am]* 1993; 75: 377-86
- 11 Woo SLY, Weiss JA, Gomez MA, Hawkins DA. Measurement of changes in ligament tension with knee motion and skeletal maturation. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1990; 112: 46-51

- 12 Maquet PG, Van De Berg AJ, Simonet JC. Femorotibial weight-bearing areas. *J Bone Joint Surg [Am]* 1975; 57A: 766-71
- 13 Seedhom BB, Hargreaves DJ. Transmission of the load in the knee joint with special reference to the role of the menisci -Part II: experimental results, discussion and conclusions. *Eng Med* 1979; 8: 220-8
- 14 Ahmed AM, Burke DL. *In vitro* Measurement of static pressure distribution in synovial joints -Part I: tibial surface of the knee. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1983; 105: 216-25
- 15 Ahmed AM, Burke DL, Yu A. *In vitro* Measurement of static pressure distribution in synovial joints -Part II: retropatellar surface. *Trans ASME: J Biomech. Engng* 1983; 105: 226-36
- 16 Atheshian GA, Kwak SD, Soslowsky LJ, Mow VC. A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods. *J Biomechanics* 1994; 27: 111-24
- 17 Brown TD, Shaw DT. *In vitro* contact stress distribution on the femoral condyles. *J Orthop Res* 1984; 2: 190-9
- 18 Fukubayashi T, Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthritic knee joints. *Acta Orthop Scand* 1980; 51: 871-9
- 19 Kettelkamp DB, Jacobs AW. Tibiofemoral contact area - determination and implications. *J Bone Joint Surg [Am]* 1972; 54A: 349-56
- 20 Tissakht M, Ahmed AM, Tanzer M, Misra AK. The thickness of the articular cartilage affects the load-bearing characteristics of the menisci. *Trans 40th Ann Meeting ORS* 1994; 19: 414
- 21 Abdel-Rahman E, Hefzy MS. Three-dimensional dynamic modeling of the tibio-

- femoral joint. In: Tarbell JM (ed) *Advances in Bioengineering ASME* 1993; BED-Vol. 26: 315-8
- 22 Andriacchi TP, Mickosz RP, Hampton SJ, Galante JO. Model studies of the stiffness characteristics of the human knee joint. *J Biomechanics* 1983; 16: 23-29
 - 23 Blankevoort L, Kuiper JH, Huiskes R, Grootenboer HJ. Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *J Biomechanics* 1991; 24: 1019-31
 - 24 Blankevoort L, Huiskes R. Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1991; 113: 263-9
 - 25 Crowninshield R, Pope MH, Johnson RJ. An analytical model of the knee. *J Biomechanics* 1976; 9: 397-405
 - 26 Grood ES, Hefzy MS. An analytical technique for modeling knee joint stiffness -Part I: ligamentous forces. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1982; 104: 330-7
 - 27 Hefzy MS, Grood ES. An analytical technique for modeling knee joint stiffness -Part II: ligamentous geometric nonlinearities. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1983; 105: 145-53
 - 28 Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, Huson A, Struben P. A three-dimensional mathematical model of the knee joint. *J Biomechanics* 1980; 13: 677-85
 - 29 Hirokawa S. Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *J Biomechanics* 1991; 24: 659-71
 - 30 van Eijden TMGJ, Kouwenhoven E, Verburg J, Weijs WA. A mathematical model of the patellofemoral joint. *J Biomechanics* 1986; 19: 219-29
 - 31 Tümer ST, Engin AE. Three body segment dynamic model of the human knee. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1993; 115: 350-6
 - 32 Hefzy MS, Grood ES, Zoghi M. An axisymmetric finite element model of the menisci. *Advances in Bioengineering: ASME* 1987; 51-2

- 33 Sauren AAHJ, Huson A, Schouten RY. An Axisymmetric finite element analysis of the mechanical function of the meniscus. *Int J Sports Med* 1984; 5: 93-5
- 34 Akima H. A method of bivariate interpolation and smooth surface fitting for irregularly distributed data points. *Association Computing Machinery: Trans Math Soft* 1978; 4: 148-59
- 35 IMSL *User's Manual*. Math Library 1989: 516-17
- 36 Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomechanics* 1986; 19: 331-50
- 37 Shirazi-Adl A, Drouin G. Load-bearing role of facets in a lumbar motion segment under sagittal plane loadings. *J Biomechanics* 1987; 20: 601-13
- 38 Shirazi-Adl A. Nonlinear finite element analysis of wrapping uniaxial elements. *Comput Struct* 1989; 32: 119-23
- 39 Shirazi-Adl A. Analysis of role of bone compliance in mechanics of lumbar motion segment. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1994; 116: 408-12
- 40 Brown TD, Digioia AM, Mears DC. A contact coupled nonlinear finite element analysis of the hip joint. *Trans 29th Ann Meeting ORS* 1983; 8: 66
- 41 Hayes WC, Mockros, LF. Viscoelastic properties of human articular cartilage. *J Appl Physiol* 1971; 31: 562-8
- 42 Hayes WC, Keer LM, Mockros LF. A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. *J Biomechanics* 1972; 5: 541-51
- 43 Galbraith PC, Bryant JT. Effects of grid dimensions on finite element models of an articular surface. *J Biomechanics* 1989; 22: 385-93
- 44 Little RB, Wevers HW, Siu D, Cooke TDV. A three-dimensional finite element analysis of upper tibia. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1986; 108: 111-9
- 45 Tissakht M, Ahmed AM. Determination of static tensile stress-strain characteristics of

- the human menisci and derivation of the matrix and fibre properties. In: Tarbell JM (ed) *Advances in Bioengineering*, ASME 1993; *BED-Vol.* 26: 107-10
- 46 Whipple R, Wirth CR, Mow VC. Mechanical properties of the meniscus. in Spilker RL (ed) *Advances in Bioengineering*: ASME 1984; 32-3
 - 47 Fithian DC, Kelly MA, Mow VC. Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clin Orthop Rel Res* 1990; 252: 19-31
 - 48 Shirazi-Adl A. Strain in fibres of a lumbar disc - Analysis of the role of lifting in producing disc prolapse. *Spine* 1989; 14: 96-103
 - 49 Bullough PG, Munuera L, Murphy J, Weinstein AM. The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure. *J Bone Joint Surg [Br]* 1970; 52B: 564-70
 - 50 Fithian DC, Schmidt MB, Ratcliffe A, Mow VC. Human meniscus tensile properties: Regional variation and biochemical correlation. *Trans 35th Ann Meeting ORS* 1989; 14: 205
 - 51 Butler D, Kay M, Stouffer D. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *J Biomechanics* 1986; 19: 425-32
 - 52 Race A, Amis AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomechanics* 1994; 27: 13-24
 - 53 Breau C, Shirazi-Adl A, de Guise J. Reconstruction of a human ligamentous lumbar spine using CT images - A three-dimensional finite element mesh generation. *Ann Biomed Engng* 1991; 19: 291-302

Table 2.1. Areas and reference strain values for ligament bundles.

Ligament	Bundle	Area (mm ²)	Reference Strain (%)	Ref.
ACL	anteromedial (aACL)	21	3.1	26
	posterolateral (pACL)	21	1.2	26
PCL	anterolateral (aPCL)	45	-1	28
	posteromedial (pPCL)	15	-1	28
LCL	anterior (aLCL)	6	5	28
	superior (sLCL)	6	5	28
	posterior (pLCL)	6	5	28
MCL	anterior (aMCL)	14	4	23
	inferior (iMCL)	7	4	23
	posterior (pMCL)	14	3	23

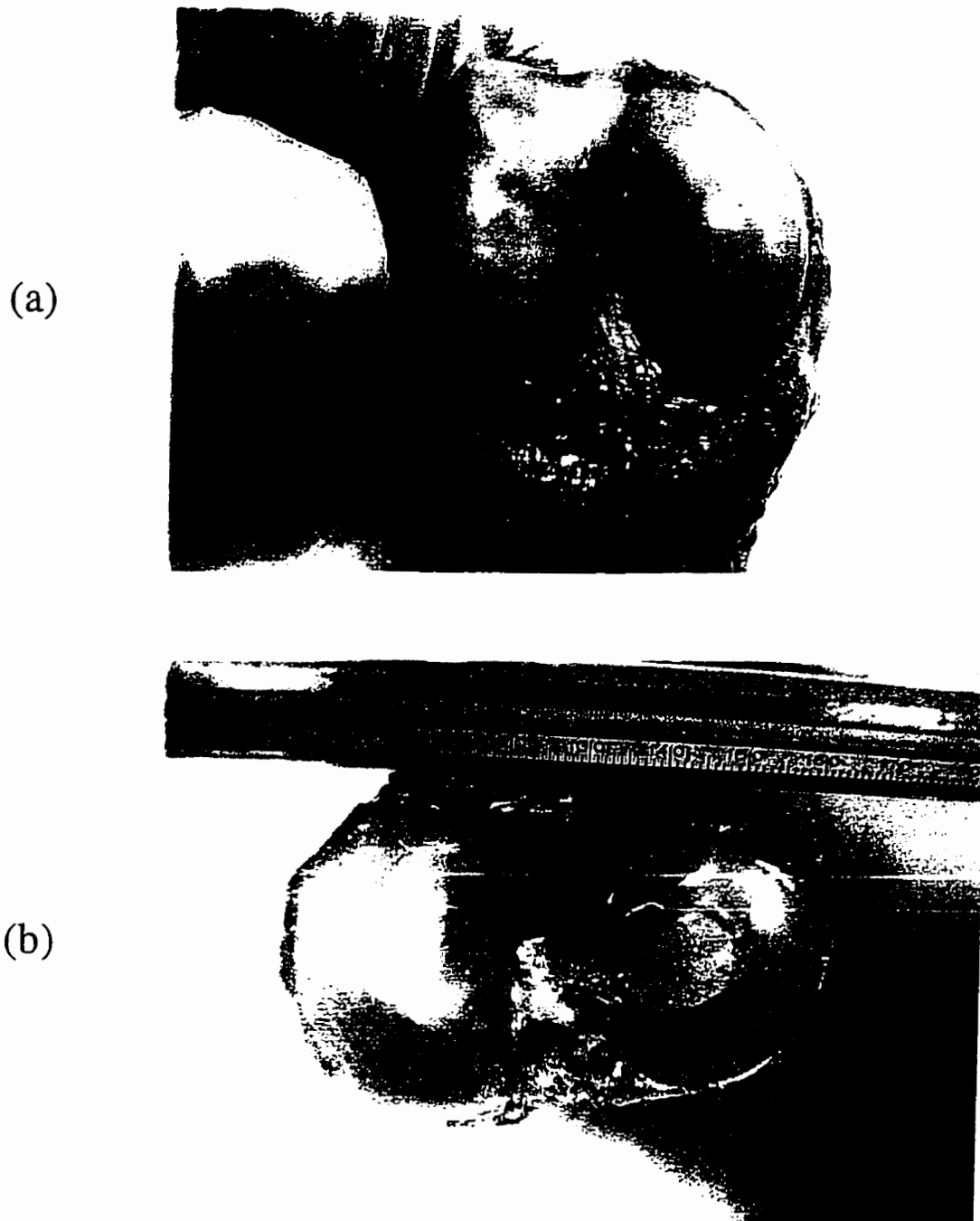


Figure 2.1: Cadaveric right knee joint specimen used for reconstruction; (a) anterior view of the flexed tibiofemoral joint, (b) proximal view of the tibial plateau.

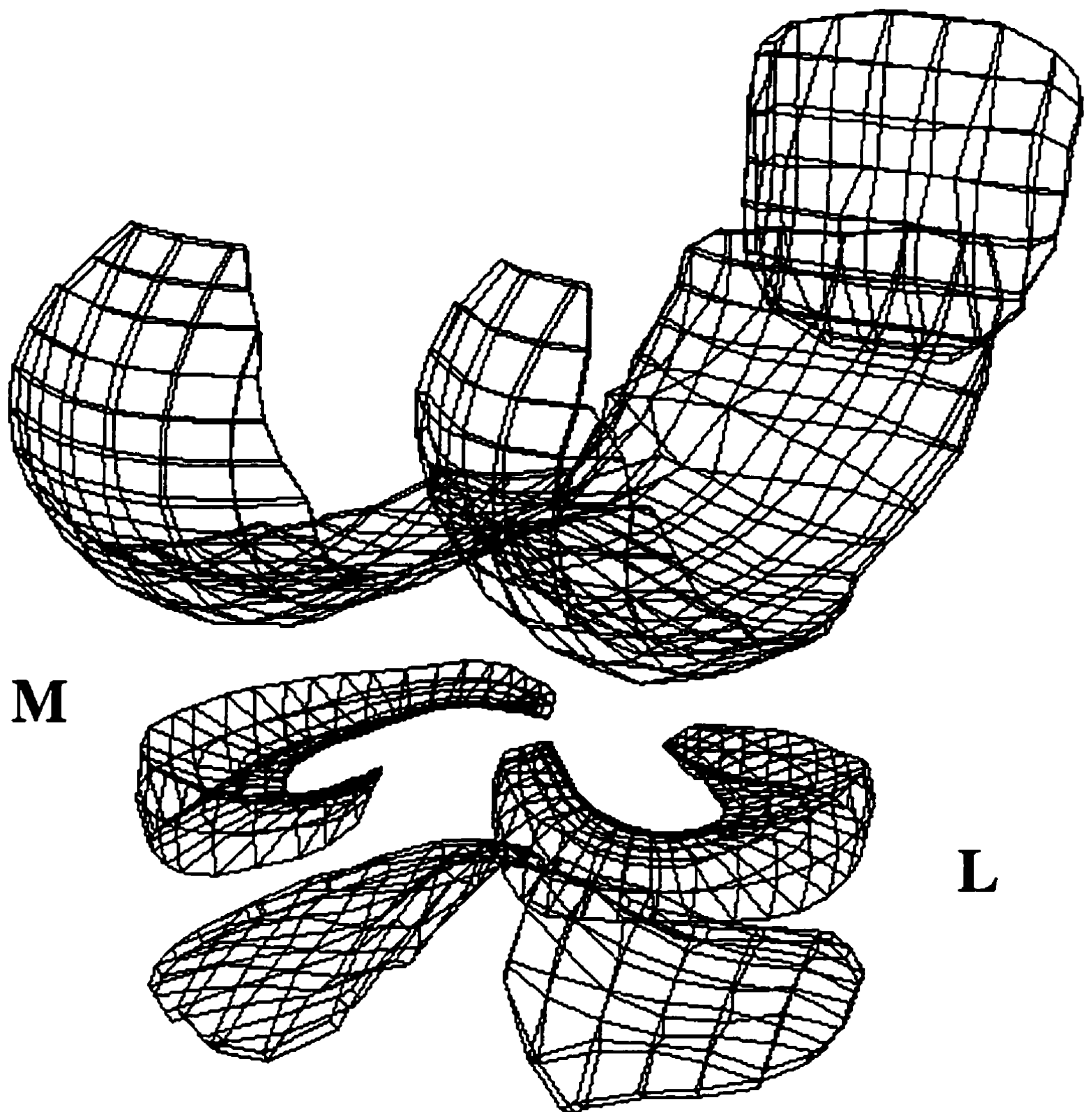


Figure 2.2: A typical posterolateral view of the finite element mesh representation of cartilage layers and menisci using 8-node solid elements (M: medial, L: lateral).

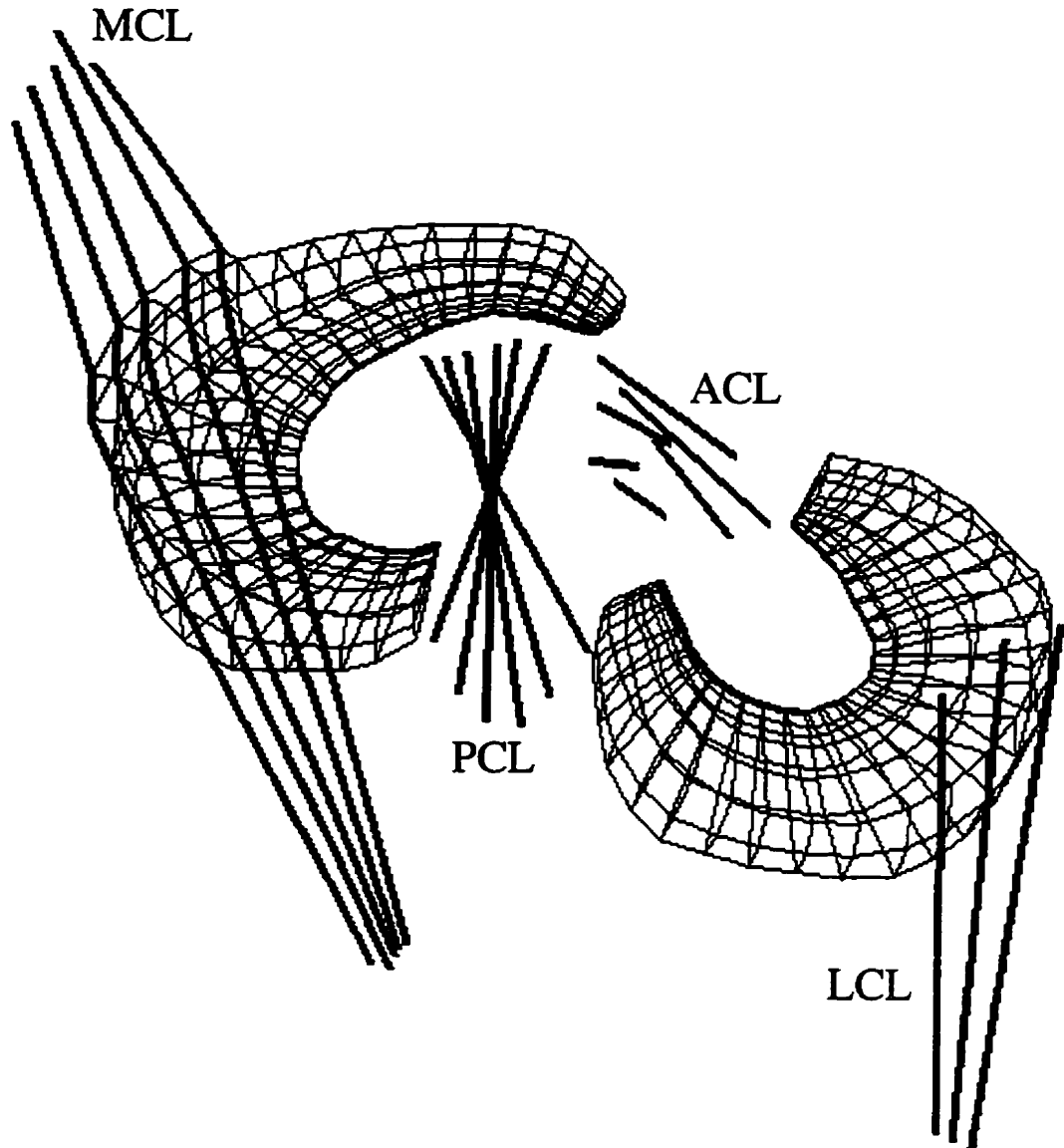


Figure 2.3: Model of menisci and ligaments. Each ligament bundle is represented by a 2-node truss element; also shown is the attachment of the medial collateral ligament to the periphery of the medial meniscus (ACL: anterior cruciate ligament, PCL: posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament).

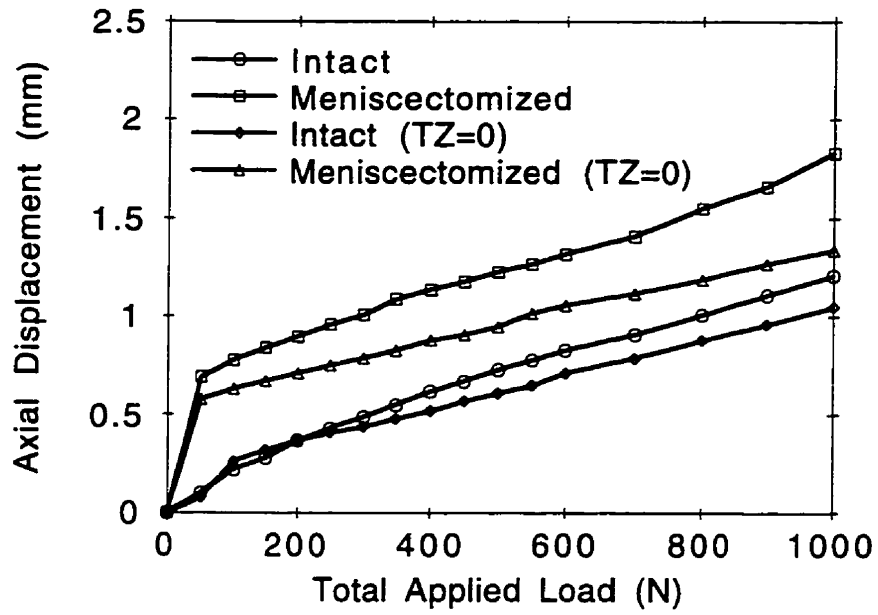


Figure 2.4: Load-displacement curves for the tibiofemoral joint at full extension for the cases with or without menisci and with the axial rotation (TZ) fixed or free.

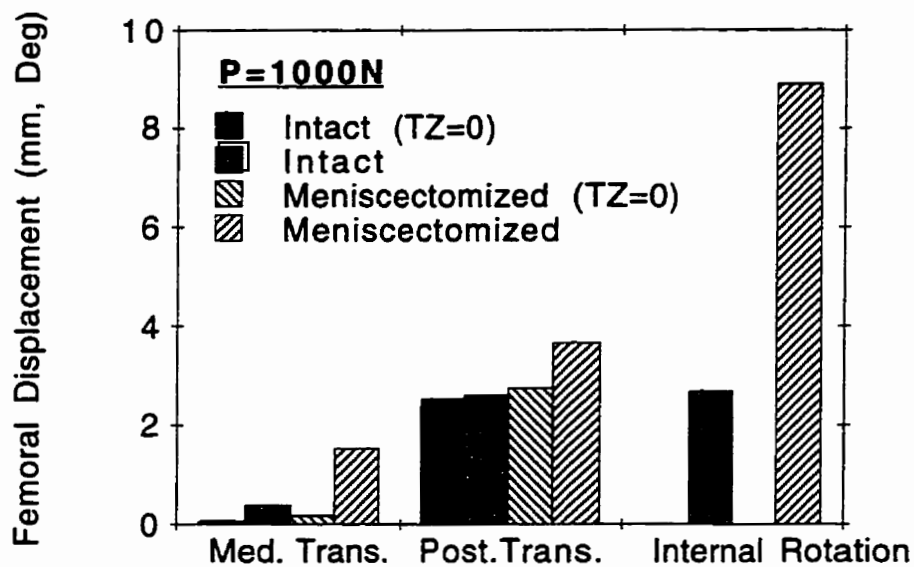


Figure 2.5: Coupled femoral displacements for the tibiofemoral joint at full extension under 1000N axial load for the cases with or without menisci and with the axial rotation (TZ) fixed or free.

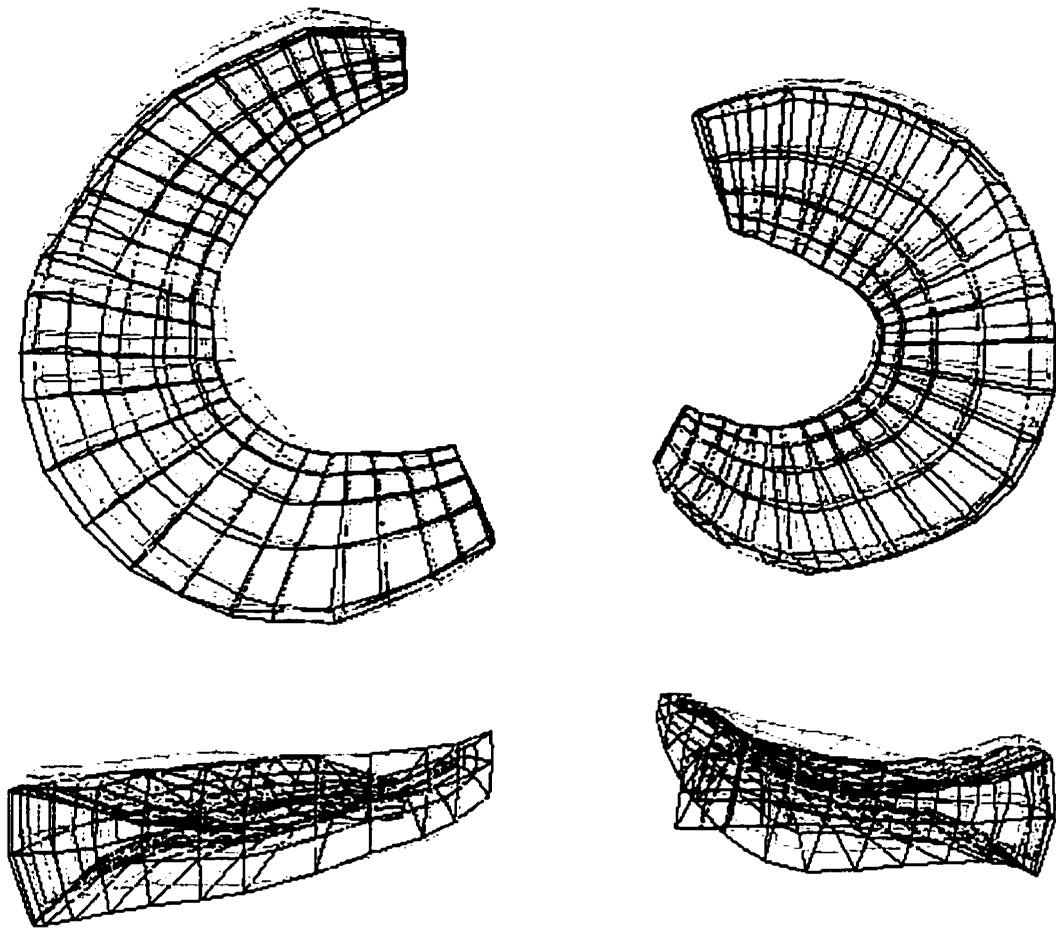


Figure 2.6: Initial (gray) and deformed (dark) configurations of the menisci for the tibiofemoral joint with the free axial rotation at 1000N axial compression.

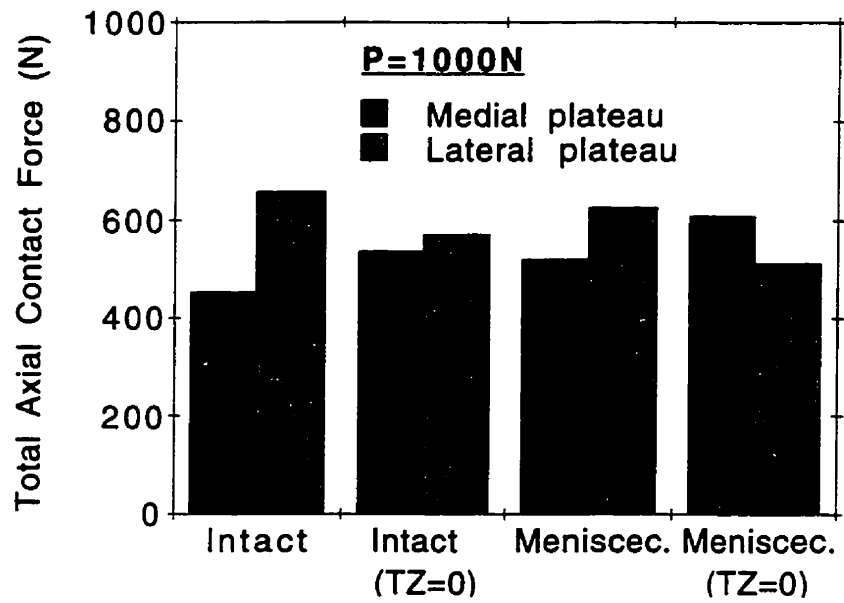


Figure 2.7: Distribution of the load in medial and lateral plateaus of the tibiofemoral joint at full extension under 1000N axial load for the cases with or without menisci and with the axial rotation (TZ) fixed or free.

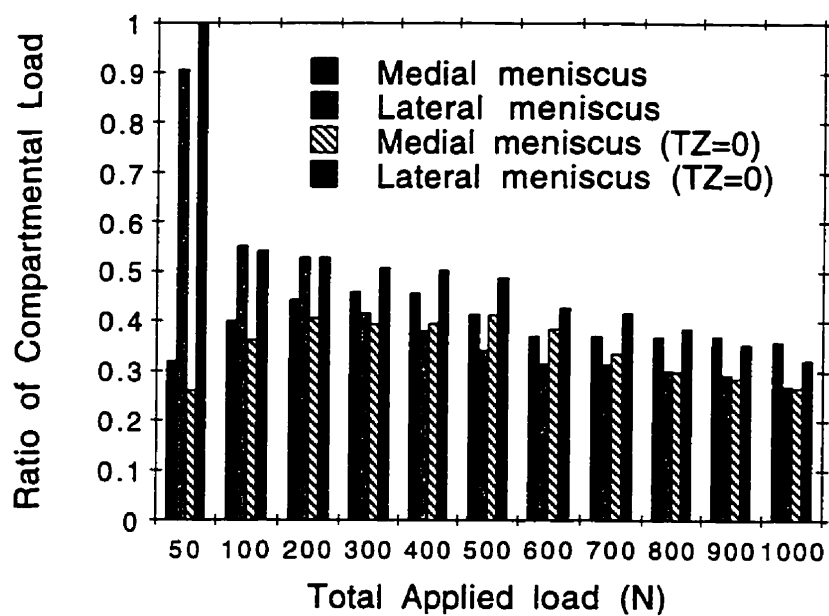


Figure 2.8: Load transmitted by menisci as a ratio of total compartmental load for the cases with or without menisci and with the axial rotation (TZ) fixed or free.

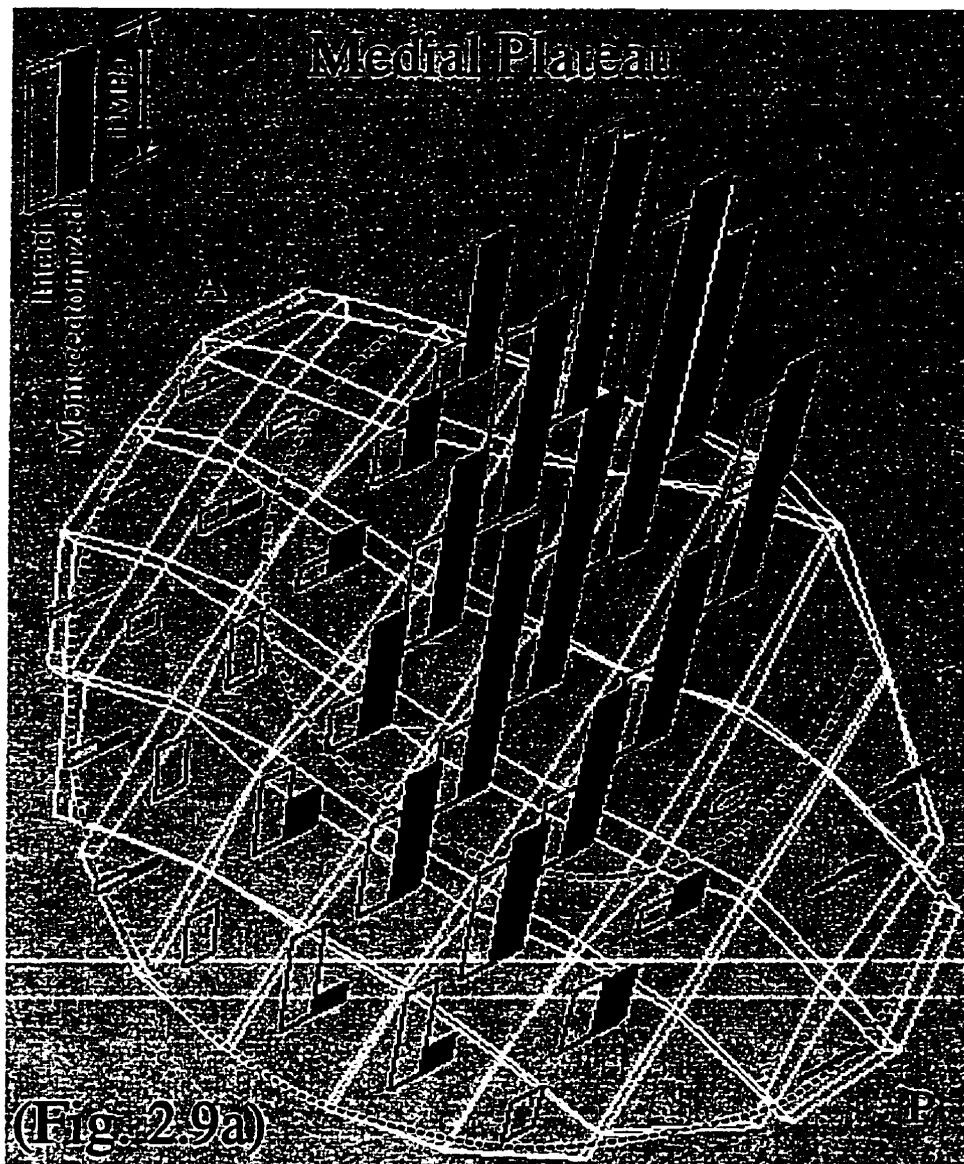
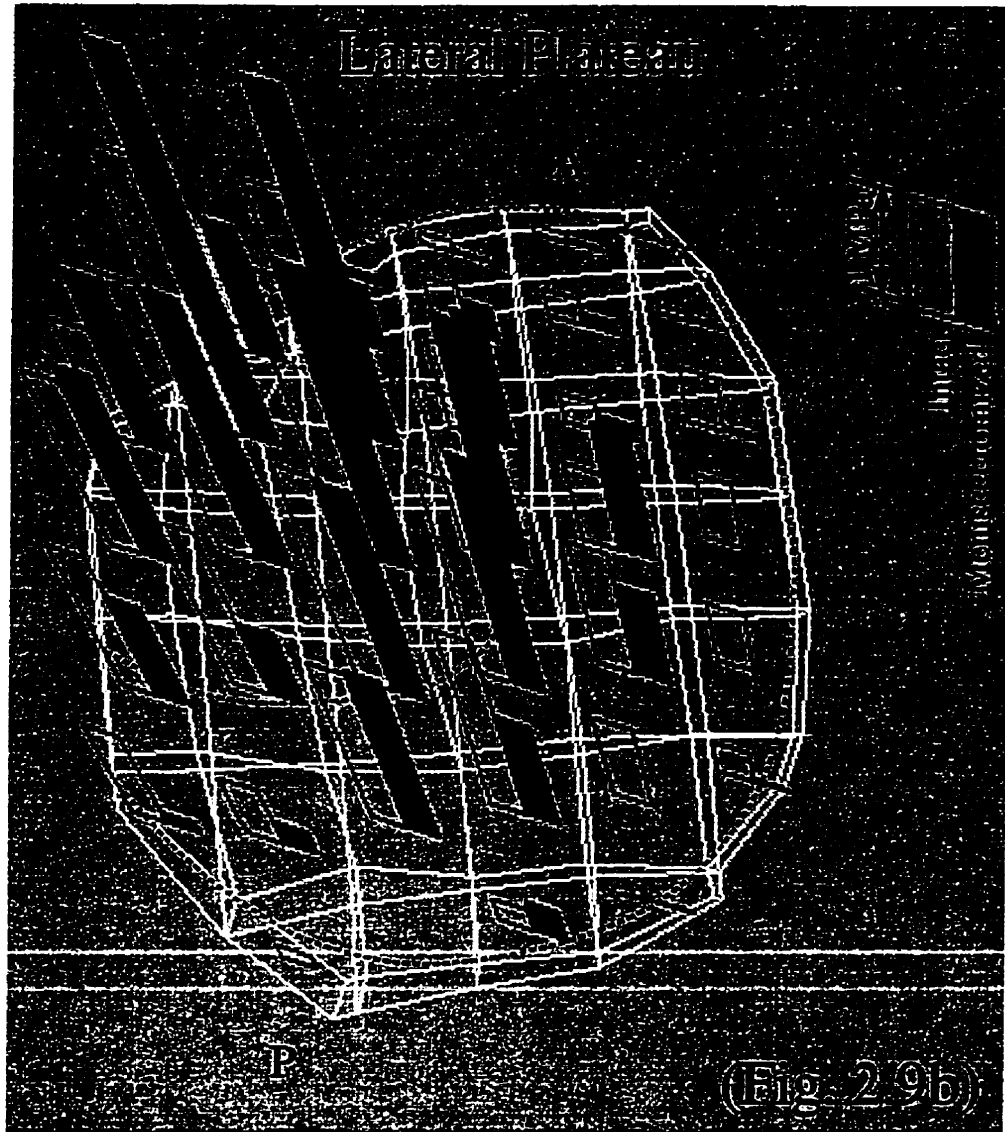


Figure 2.9: Principal compressive stresses in centroid of tibial cartilage elements for the intact and meniscectomized joint with free axial rotation at 1000N external load; (a) medial plateau, (b) lateral plateau. The distal boundaries of the menisci on the tibial plateaus are also shown by dashed lines. Elements with no stress bar are in negligible tension.



CHAPITRE III

ANALYSE PAR ÉLÉMENTS FINIS DU GENOU HUMAIN EN VARUS-VALGUS

ARTICLE II

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF HUMAN KNEE JOINT IN VARUS-VALGUS

SOMMAIRE

La présente analyse nonlinéaire par élément finis d'un modèle de genou humain s'intéresse particulièrement à la réponse biomécanique de l'articulation fémoro-tibiale soumise à un chargement en varus-valgus. Le modèle utilisé est composé de deux composantes osseuses (tibia et fémur), les couches de cartilages qui s'y attachent, ménisques interne et externe ainsi que quatre principaux ligaments (latéraux et croisés). Les couches de cartilage sont représentées par un matériau isotropique alors que les ménisques sont modélisés par un matériau composite formé d'une matrice solide renforcée par des fibres de collagène orientées principalement dans les directions radiale et circonférencielle. L'articulation, qui s'opère d'un côté, entre les différentes couches de cartilage, et d'un autre côté, entre les couches de cartilages et les ménisques qui s'y interposent, en plus du mécanisme d'enroulement du ligament latéral interne sur le côté proximal de l'os tibial, sont considérés comme des problèmes de contact sans frottement

avec grands déplacements. La réponse du système est obtenue pour chaque incrément de la charge en varus-valgus appliquée sur le fémur sous forme de moments atteignant 15N-m tandis que le tibia demeure fixe. Subséquemment à des analyses ayant pour but de déterminer les effets des mouvements couplés du fémur sur la réponse globale du système, plusieurs cas sont également analysés, dans lesquelles une déficience du ligament latéral externe lors d'un chargement en varus est simulée sous des conditions d'analyse similaires. Aussi examiné, est l'effet d'une déficience au ligament latéral interne lors d'un chargement en valgus. Pour le modèle intact comme pour celui simulant une déficience de l'un des ligaments latéraux, l'articulation présente des ouvertures en varus ou en valgus dans lesquelles la compression sur le joint ne s'opère que sur un seul plateau, interne en varus et externe en valgus. Les prédictions du modèle en termes de la cinématique du genou et des forces dans les ligaments sont en bon accord avec les mesures expérimentales rapportées dans la littérature.

3.1 ABSTRACT

Objective. The overall response, load transmission, role of ligaments, and state of stress in various components under varus-valgus moments in the intact and collateral-deficient tibiofemoral joint are investigated.

Design. A nonlinear finite element model consisting of bony structures (tibia and femur), their articular cartilage layers, medial and lateral menisci and four primary ligaments (cruciates and collaterals) is utilized.

Background. Valgus and varus stresses are among the primary mechanisms of injury to knee ligaments. Several *in-vitro* studies have investigated the role of ligaments in resisting such loads and on the way deficiency in either of collaterals may affect the response.

Methods. Cartilage layers are isotropic while menisci are nonhomogeneous composite. The articulation of cartilage layers with each other and with the intervening menisci and the wrapping of the medial collateral ligament around the tibial edge are treated as large displacement frictionless contact problems. The nonlinear elastostatic response of the joint at full extension is computed under varus-valgus moments applied to the femur with the tibia fixed. Cases simulating deficiency in collaterals and constraint on femoral axial rotation are also studied.

Results. The response is nonlinear with large coupled axial rotations, internal in varus and external in valgus. In intact and collateral-deficient states, the joint shows varus or valgus openings so that the articulation occurs at one plateau only, medial in varus and lateral in valgus. Large tensile forces in cruciates in collateral-cut models generate higher compression penalty on the loaded plateau.

Conclusions. Collaterals are the primary load-bearing structures; their absence would substantially increase primary laxities, coupled axial rotations, forces in cruciates, and

articular contact forces. Good agreement with measurements is found.

3.2 RELEVANCE

Detailed knowledge of joint biomechanics is essential in the diagnosis, prevention, and treatment of observed disorders. Absence of collateral ligaments increases the loads in cruciates and contact stresses transmitted through cartilage layers and menisci and, hence, places the affected components at more risk specially when varus-valgus is accompanied by other modes of loading as well.

3.3 INTRODUCTION

Being one of the most heavily loaded and mobile joints in the human body, the knee joint is associated with a high incidence of injuries and osteoarthritis. The distal location of the joint below the center of gravity of the body causes compressive loads acting on the tibiofemoral joint to be as high as 4 to 7 times the body weight during day to day activities such as walking, running or ascending stairs^{1,2} and even 24 times the body weight during jumping³. Combined loading conditions during aggressive athletic activities are, however, not yet measured and could place large loads on the knee joint. Some sports such as football, running, and skiing are known to be responsible for thousands of knee injuries and related degenerative processes in many forms such as meniscal tear and more particularly, ligamentous damage and rupture.

It is realized that the ligaments of the knee help to guide the joint through normal motion and to provide the required stability by contributing to stiffness as well as

flexibility of the joint. The principal mechanisms of injury of the human knee joint ligaments have been discussed in the literature⁴. Valgus stresses and, to a lesser extent, varus stresses are some of the most common causes. In varus and valgus rotations, the ligamentous resistance is primarily assumed by the collaterals (lateral collateral, LCL, in the former and medial collateral, MCL, in the latter) followed by the cruciates (anterior cruciate, ACL, and posterior cruciate, PCL) and the joint capsules as secondary restraints. In addition to causing injuries to the LCL and the MCL, excessive varus-valgus stresses can damage the ACL as well^{4,5}. Such injuries would markedly increase the joint functional laxity and, thus, compromise its much needed stability.

The load bearing function of the knee components in varus-valgus has been the subject of a number of experiments yielding as yet a limited understanding of the joint mechanics. The majority of these studies are *in-vitro* and investigate the contribution of ligaments in the joint stiffness by measuring the gross moment-angulation response of the joint in its intact and perturbed states. Most authors have used a flexibility approach along with a selective ligament cutting procedure. Typically, a varus or valgus moment is applied on the tibia of the intact knee and the response is recorded, a ligament is then cut, the moment reapplied and changes in varus or valgus laxity is measured⁶⁻⁹. One shortcoming of this approach is that, when performing a sequence of ligament cutting, the system is highly nonlinear and an increase in laxity is strongly dependent on the order of cutting. This makes it impossible to precisely determine the contribution of a specific ligament in resisting typical loading. On the other hand, others have used a stiffness approach by applying some precise varus-valgus rotations or openings while recording the knee's corresponding restraining moments. The contribution of each ligament is then identified by the reduction in the restraining moment following its excision¹⁰⁻¹⁴. This

method, however, yields results that are independent of the order in which the ligaments are cut only if all displacements are prescribed while all loads in corresponding directions are registered.

Some authors have focused their attention on the *in-vitro* measurement of force or elongation in ligaments under various types of loading. A new technique has been introduced to directly measure the *in-vitro* tensile forces in ACL for intact knee specimens in varus-valgus moments alone^{15,16} or in combination with anterior force or axial torque¹⁷. The effects of sectioning the LCL and posterolateral structures in varus on forces in the ACL have been reported by Markolf *et al.*¹⁸ while Shapiro *et al.*⁵ have investigated the effects of sectioning the MCL in valgus. Hollis *et al.*⁹ have, instead, determined the elongation of different anatomical portions of the ACL for specimens under varus-valgus moments using a kinematic approach and, more recently, Hull *et al.*¹⁹ have measured strains in the MCL under valgus moments applied alone or combined with axial moments, anterior-posterior or medial-lateral forces.

In spite of a continuing increase in experimental data, it is recognized that measurements alone are not sufficient to delineate the detailed biomechanics of the human knee joint. Recent applications in orthopaedic biomechanics have confirmed that realistic mathematical modelling is an efficient tool for the simulation and analysis of complex biological structures such as the human knee joint. During the last two decades, a number of analytical model studies with different degrees of accuracy have been presented in the literature. These have mainly attempted to model the tibiofemoral joint²⁰⁻²⁷ while a few studies have aimed at modelling the patellofemoral joint^{28,29} and more recently at both the tibiofemoral and patellofemoral joints^{30,31}. As for finite element model investigations a

few studies of the menisci have been reported assuming simplified axisymmetric geometries for the femoral condyles, tibial plateau, and menisci with no consideration of cartilage layers or of ligaments³². In a more recent work, using similar axisymmetric geometries, femoral and tibial articular cartilage layers of uniform thickness have also been considered³³. Merging computer assisted tomography and finite element modelling, the authors have developed a realistic 3-D model of the entire human knee joint including bony structures (ie, tibia, femur, and patella), articular cartilage layers, composite menisci, and ligaments (ie, ACL, PCL, MCL, and LCL)³⁴. The detailed nonlinear response of the tibiofemoral joint in full extension under axial compression force has been studied. The effect of the presence and absence of menisci and coupled axial rotation on response have also been investigated. In continuation of this study, the objectives of the present work are:

- Nonlinear elastostatic finite element analysis of the passive tibiofemoral joint at full extension under varus-valgus moments of up to 15N-m. Attention was focused on the primary and coupled load-displacement characteristics of the joint, the load distribution and contact stresses in medial and lateral plateaus in both covered and exposed cartilage zones, the state of stress and strain within solid and uniaxial elements, and the mechanical role of various ligaments.
- Analysis of the effects of cutting the MCL in valgus and the LCL in varus on the foregoing joint biomechanics.
- Determination of the influence of the coupled femoral axial rotation on the computed joint response.

3.4 METHODS

3.4.1 Finite Element Model and Material Properties

As described in details in our study of the tibiofemoral joint in compression³⁴, the computer assisted tomography and finite element modelling along with direct digitization techniques were used to reconstruct a detailed 3-D model of the entire human knee joint specimen of a 27-year-old woman. The finite element model is briefly outlined herein for the sake of completeness. For more details, our earlier work should be consulted.

The tibiofemoral model consists of two bony structures (tibia and femur), their articular cartilage layers, menisci, and four principal ligaments (cruciates and collaterals). Each bony structure is identified by a master node located at its centroid and by a set of local convective coordinates system. Finite element mesh generation was automatically performed leading to 81 8-node solid elements for both medial and lateral tibial articular cartilages, and 244 8-node solid elements for femoral articular cartilage. For the meniscal tissues, a non-homogeneous composite model of a matrix of ground substance reinforced by networks of circumferential and radial collagenous fibres was considered. Due to their semi-lunar shapes, the meniscal tissues were modelled by solid elements in the axial, circumferential, and radial directions, resulting in 244 8-node solid elements for both menisci (see Figs 3.1 and 3.2). A total of 1212 truss elements reinforcing these solid elements was used to model the collagen network in both circumferential and radial directions. Moreover, 39 uniaxial elements modelled various ligaments of the knee joint, the anterior and posterior bundles of the ACL by 3 elements each; the anterior and posterior bundles of the PCL by 3 elements each and the LCL by 3 elements. Special

treatment was considered for the MCL that wraps around the proximal medial bony edge of the tibia in addition to its peripheral attachment to the medial meniscus. This ligament was modelled in its proximal part by 15 trusses in the anterior, posterior, and inferior bundles, each bundle starting from the femoral bony insertion to the distal outer surface of the medial meniscus and connected to a wrapping element to give a total of 5 wrapping elements for the distal part of the medial collateral ligament. The reconstructed joint has initial varus-valgus alignment of about 6° and flexion angle of about 5° at the undeformed configuration. This latter flexion angle is kept constant during the loading which results in a joint position that is referred to in this work as the full extension configuration. The overall finite element mesh of soft tissues that constitute the tibiofemoral joint is shown in Figs 3.1 and 3.2.

For the frictionless nonlinear contact modelling of articulations, six potential contact zones were identified where each zone is commonly defined by a set of contactor and target surfaces. These are, at the medial compartment, the medial femoral cartilage against both medial tibial cartilage and proximal surface of the medial meniscus as well as distal surface of the medial meniscus against the medial tibial cartilage. Three similar contact zones were also determined on the lateral compartment. In the event that a contact occurs between a contactor point and a target facet, the contact algorithm in the program automatically generates a two-node contact gap element having a modulus of 100MPa in compression and nil in tension. The contact between adjacent bodies is supposed to initiate at distances below 0.15mm (ie, gap limit). These values were chosen based on a number of preliminary studies on the effect of contact parameters on predicted results of the tibiofemoral joint in compression³⁴.

The material properties were derived from the data available in the literature. The bony structures were modelled as rigid bodies. This is time-efficient in a nonlinear analysis and accurate owing to their much larger stiffness compared to that of the soft tissues. The articular cartilage layers were assumed to be isotropic with an elastic modulus of 12MPa and Poisson's ratio of 0.45³⁵⁻³⁷. Similar values for the elastic moduli have been used in previous finite element analyses^{38,39}. For the representation of the menisci, a composite of isotropic matrix reinforced by collagen fibres was considered with a Poisson's ratio of the matrix chosen as 0.45 and the elastic modulus as 8MPa, a value which is close to those obtained from measurements on specimens cut in the radial direction at the deep parts of the menisci^{40,41} and in accordance, as well, with the observation that meniscal tissue is roughly one-half as stiff in compression as articular cartilage⁴². The nonlinear material properties for collagen fibres were chosen similar to those for disc collagen fibres used in our spinal model studies^{43,44}. The equivalent collagen fibre content and, hence, the cross-sectional areas for fibre elements in each direction were then evaluated³⁴ based on reported experimental data for mechanical properties of specimen cut in different directions in both superficial and deep zones of the meniscal tissues^{41,42,45,46}.

Material properties for different ligaments were also obtained from available data in the literature (see Fig. 3.3). As suggested by Wismans *et al.*²⁷, relations between nominal stress to engineering strain were assumed nonlinear for low strains, linear for strains higher than $2\epsilon_l$ where ϵ_l is the nonlinear strain level parameter known also as the linear strain limit parameter, and finally nonlinear prior to failure. The linear strain limit parameter was set to be around 0.03 for all ligaments⁴⁷. The elastic modulus for the linear portion of the curves was chosen from experimental data^{47,48} or stiffness values used in

previous model studies^{21,28} accounting for the ligament's cross sectional area measured directly on the specimen. The reference strain for each ligamentous bundle (ie, strain at no external load) was derived from earlier studies^{23,25,27}.

3.4.2 Loadings, Boundary Conditions and Parameters

The present nonlinear stress analysis accounting for material and geometric (ie, contact, large strain and displacements) nonlinearities was performed considering the tibiofemoral joint in full extension. For the purpose of comparison of predictions with reported measurements, the load applications and boundary conditions were set similar to those chosen in experiments. In all analyses, the flexion-extension rotation was fixed for the femur at its initial position. The femoral varus-valgus rotation along with the medial-lateral, anterior-posterior, and proximal-distal translations were set free. The coupled internal-external rotation was either fixed or left unconstrained. The tibia was completely fixed. Cases simulating deficiencies in the collaterals (ie, MCL in valgus and LCL in varus) were also investigated. In all foregoing analyses, prior to the application of varus-valgus moments, the joint response was initially computed due only to the prestresses in ligaments.

3.5 RESULTS

The tibiofemoral model at full extension exhibits nonlinear varus-valgus response (see Fig. 3.4). In the intact model, the moment-angulation curve is stiffer in varus than in valgus. In varus, at 15N-m, a maximum lateral opening of about 2.5mm is observed. The joint laxity, in this loading case, is found to be relatively unaffected by restraining the femoral axial rotation. Larger maximum medial openings of about 3.5mm

or 4mm are computed under 15N-m valgus with the axial rotation fixed or free, respectively. The resulting total varus-valgus laxities at $\pm 15\text{N-m}$ are about 6° and 7.5° for cases simulating fixed and free femoral axial rotation, respectively. When either the MCL or the LCL is cut, the joint laxity in valgus or varus markedly increases specially when the axial rotation remains unconstrained. As for the coupled axial rotation, the femur rotates internally in varus and externally in valgus for a total range of 13.5° at $\pm 15\text{N-m}$ (see Fig. 3.5). Section of the LCL or the MCL causes a drastic increase in femoral coupled rotation which is in internal direction under both moments.

Computed large tensile forces in the collaterals clearly demonstrate their primary role in resisting varus-valgus rotations (Fig. 3.6a). Restraint on the coupled femoral axial rotation has negligible effect on collateral forces. When restraining the femoral axial rotation, the LCL has no role in valgus when the MCL is cut while the MCL has no role in varus after sectioning the LCL. The ACL contributes in resisting varus-valgus moments in the intact joint to a much smaller extent than collaterals, specially when accounting for their effective lever arms (Fig. 3.6b). Except for the intact joint in valgus, the coupled femoral axial rotation has no significant influence on the computed forces in the ACL. At 15N-m moment, the ACL force is about 20% and 60% of the MCL force in valgus and 35% and 40% of the LCL force in varus, respectively for cases with free and constrained coupled axial rotations. The PCL contributes to the load resistance marginally only in valgus moments (Fig. 3.6c). Constraint on the femoral axial rotation has no significant influence on PCL computed forces. Section of either collaterals substantially increases forces in both cruciates to reach values of about 300N in the ACL and 200N in the PCL at varus and valgus moments close to 10N-m.

Under no external loads, the joint is compressed due to the presence of initial stresses in some ligaments. The contact forces transferred through the six potential articulation zones in the tibiofemoral joint were computed at all load magnitudes and verified to almost completely equilibrate the total load in ligaments. In the intact model, as varus-valgus moments increase, the total axial contact force on the tibial plateaus also increases to reach about 300N at 15N-m moment (Figs 3.7 and 3.8). The percentage of this load transferred through the menisci, however, does not necessarily follow the same monotonic trend. In valgus (Fig. 3.8), the lateral meniscus carries a larger portion of the total compartmental load than does its counterpart on the medial plateau under varus (Fig. 3.7). Constraint on the femoral axial rotation tends to increase the portion of axial load carried by menisci. When either collateral is sectioned, the total axial contact force on plateaus considerably increases at all loading levels, for example at 7.5N-m these forces exceed those computed for the intact model under moments of twice that magnitude (see Figs 3.7 and 3.8).

Analysis of stresses at centroids of solid elements modelling the tibial articular cartilage layers indicates that the maximum principal stresses are compressive and oriented approximately normal to the articular surfaces. Only small cartilage regions at the tibial edges are found to undergo some negligible tension. At 15N-m varus moment, the compressive stresses in the intact joint reach a maximum of about 1.4MPa at the anteromedial side of the covered medial cartilage and remain relatively unaffected by constraining the femoral axial rotation. In valgus, coupled femoral axial rotation affects these stresses in both magnitude and location so that the maximum compressive stress increases by about 50% to reach 2.3MPa and shifts posteriorly on the covered lateral cartilage (Figs 3.9a and b). Once the LCL or MCL is sectioned, the maximum

compressive stress values at 8N-m increases from 0.6MPa to 1.35MPa in varus and from 0.9MPa to 1.8MPa in valgus for cases with free femoral axial rotation (see Figs 3.10a and b). The femoral internal rotation computed for both collateral-cut models causes the contact areas and thus, the location of maximum compressive stresses, to shift posteriorly on the medial covered cartilage in varus when LCL is cut whereas anteriorly on the lateral covered cartilage in valgus when MCL is cut.

Strains in meniscal collagen fibres are computed for each loading step to reach their maximum values in locations close to femur-meniscus contact regions. The radially oriented fibres are found to be generally more strained in both varus or valgus moments whether the femoral axial rotation is fixed or free. In intact model, at 15N-m valgus moment, with free or fixed axial rotation, some radial collagen fibres within the lateral meniscus experience 3% strain with maximum values reaching 5% to 6%. Under 15N-m varus, the collagen fibres within the medial meniscus are found to be less strained, only few fibres (ie, 8 among 606) exceed 3% with maximum values about 6%. As in valgus, constraint on the femoral axial rotation has negligible effects on strains in the fibre networks.

3.6 DISCUSSION

Following our earlier study of the tibiofemoral joint under axial compressive load³⁴, this work was performed to investigate the joint biomechanics under varus-valgus moments of up to 15N-m by computing the primary and coupled laxities, the mechanism of load transmission across the tibiofemoral articulation, and the role of ligaments. The tibia remained completely fixed while the femur was free in all directions except the

flexion-extension one. Effects of constraint on the coupled femoral axial rotation on results were also investigated. Moreover, mechanics of MCL or LCL deficient joint in varus-valgus were studied in order to further delineate the coupled role of ligaments.

3.6.1 Kinematics of the Joint

The computed varus-valgus moment-angulation curve for the intact tibiofemoral joint at full extension was slightly stiffer in varus than in valgus. The computed total varus-valgus laxity of 7.5° at $\pm 15\text{N}\cdot\text{m}$ agrees well with the data in the literature. Setting free all coupled translations on the femoral component and axial rotation on the tibial component, Hollis *et al.*⁹ reported value of $6.5^\circ \pm 1^\circ$ (mean $\pm$ standard deviation) under $\pm 14\text{N}\cdot\text{m}$ varus-valgus moments applied on the tibia. Markolf *et al.*⁶ reported stiffer response of about 3.5° under $\pm 15\text{N}\cdot\text{m}$ moments applied manually on the tibia and noted nearly linear load-displacement curves. Similarly, for the same range of applied moments, Wascher *et al.*¹⁶ obtained laxity of $4.6^\circ \pm 0.6^\circ$ while Gollehon *et al.*⁸ found larger laxities with mean of about 12° . Piziali *et al.*¹¹ and Seering *et al.*¹³ measured mean laxities of about 11.5° and 9° at $\pm 15\text{N}\cdot\text{m}$, respectively, using a limited number of specimens undergoing rotation about a fixed axis. Varus-valgus laxity has been reported to be very sensitive to the position of the axis of rotation¹².

Our predictions demonstrate that the primary varus-valgus rotational laxity markedly increases following isolated section of collaterals (Fig. 3.4). This is in accordance with relatively large forces computed in these ligaments in the intact joint (Fig. 3.6a) and their advantageous position in the joint to effectively resist applied moments. The predictions also show that allowing for the coupled axial rotation further increases the primary varus-valgus laxities in collateral deficient joints (Fig. 3.4). Changes in the knee

motion after section of each individual collateral ligament has been measured by Gollehon *et al.*⁸ and Markolf *et al.*⁶. In the former study, the primary varus rotation increased by 1° to 4° when isolated section of the LCL was performed while a more significant increase of about 8° was observed when the LCL and the popliteus tendon were both sectioned. In the latter study, the valgus laxity was found to increase as much as 4.5 times when the MCL was severed in combination with posterior capsule. These reported measurements compare well with our findings in varus and valgus when the LCL or the MCL are cut despite the fact that neither posterolateral structures nor capsular ligament have been represented in our model.

In terms of coupled axial rotations, the predicted values in the intact joint (see Fig. 3.5) are larger than $4^\circ \pm 1^\circ$ at $\pm 14\text{N}\cdot\text{m}$ measured by Hollis *et al.*⁹. However, our finding of femoral internal and external rotations in varus and valgus, respectively, corroborate with those of Hollis *et al.*⁹ reporting tibial internal rotation in valgus and external rotation in varus. In varus as in valgus, significant increase in the femoral internal coupled rotation is computed following section of collaterals (Fig. 3.5). This is a consequence of the large tensile forces computed in cruciates that, due to their anatomical directions, generate internal torques on the femoral shaft. In support of these predictions, Gollehon *et al.*⁸ reported a significant tibial external rotation following combined sectioning of the LCL and popliteus tendon.

3.6.2 Load Transmission

It is noted that the collaterals are the most efficient ligaments in sustaining varus-valgus moments followed by the ACL in varus and both the ACL and the PCL in valgus moments. Apart from the recent work of Hull *et al.*¹⁹ on strains in different

locations on the MCL in valgus, no strain data in collateral ligaments under varus-valgus moments are currently available in the literature. Anticipating that the anterior most bundles of the MCL are more likely prone to injuries, Hull *et al.*¹⁹ measured strains in this region of the MCL in its proximal and distal parts for specimens at full extension under a number of loading cases including valgus moments of up to 20N-m. Our predicted strains of about 3.2% to 3.8% in similar locations on the MCL are found to be in the same range as those reported by Hull *et al.*¹⁹ (ie, 1.8% to 3.5%). In our model, however, the most posterior bundles of the MCL are predicted to undergo larger strains of up to 5.8%.

As for the tensile forces in cruciate ligaments, our predictions (given in Figs 3.6b and c) compare well with those reported in the literature for intact knee specimens. Markolf *et al.*^{15,17,18} and Wascher *et al.*¹⁶ have reported ACL tensile forces of about 100N under 10N-m and 105N to 125N under 15N-m varus moments whereas very small PCL forces (about 10N) under similar varus moments. In valgus, the ACL is measured to carry from 50N to 80N under 10-15N-m¹⁵⁻¹⁸ whereas the PCL resists smaller tensile forces^{16,18} that reach about 35N¹⁶ under 15N-m. Following section of one of the collaterals in varus-valgus, the cruciates are computed to experience substantially larger loads (Figs 3.6b and c). The loss of restraining force caused by section of collaterals is, thus, compensated by increased tension in cruciates resulting in large coupled internal rotation as well as much larger joint laxity due to the less effective position of cruciates in resisting moments as compared to collaterals. In agreement, Markolf *et al.*¹⁸ found that the forces in the ACL were 60% to 160% greater following section of the LCL and posterolateral structures in varus while those in the PCL remained relatively unaffected.

Finally, the results of this study suggest that the collaterals are the primary

elements to resist varus-valgus moments. The cruciates are less loaded in the intact joint and positioned much less effectively to resist such rotations. However, in the collateral-deficient knee under varus-valgus moments, the cruciates experience very large loads that could put them at risk of failure specially in the presence of additional modes of loading. In this latter case, both plateaus and, hence, the articular cartilage layers as well as menisci undergo much larger compressive stresses generated due to the greater tensile forces in the cruciates. The unconstrained joint also experiences large femoral internal coupled rotations that influence the contact areas as well. In addition to the ever presence of the axial compression load, excessive cartilage stresses likely increase its risk of degeneration.

3.7 REFERENCES

- 1 Seireg A, Arvikar RJ. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J Biomech* 1975; 8: 89-102.
- 2 Morrison JB. Function of the knee joint in various activities. *Bio-Med Engng* 1969; 3: 573-580.
- 3 Smith AJ. A study of forces on the body in athletic activities with particular reference to jumping. DPhil thesis, University of Leeds, 1972.
- 4 Tria AJ, Hosea TM, Alicea JA. Clinical Diagnosis and classification of ligament injuries. In: Hurley R, (ed). *The Knee*. St Louis: CV Mosby Co, 1994: 657-72.
- 5 Shapiro MS, Markolf KL, Finerman GAM, Mitchell PW. The effect of section of the medial collateral ligament on force generated in the anterior cruciate ligament. *J Bone Jt Surg [Am]* 1991; 72A: 557-67.
- 6 Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee - The contributions of the supporting structures. *J Bone Jt Surg [Am]* 1976; 58A: 583-94.

- 7 Grood ES, Stowers SF, Noyes FR. Limits of movement in the human knee: effect of sectioning the posterior cruciate and posterolateral structures. *J Bone Jt Surg [Am]* 1988; 70A: 88-97.
- 8 Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF. The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. *J Bone Jt Surg [Am]* 1987; 69A: 233-42.
- 9 Hollis JM, Takai S, Horibe S, Woo SL-Y. The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1991; 113: 208-14.
- 10 Piziali RL, Rastegar J, Nagel DA. Measurement of the nonlinear, coupled stiffness characteristics of the human knee. *J Biomech* 1977; 10: 45-51.
- 11 Piziali RL, Rastegar J, Nagel DA, Schurman DJ. The contribution of the cruciate ligaments to the load-displacement characteristics of the human knee joint. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1980; 102: 277-83.
- 12 Rastegar J, Piziali RL, Nagel DA, Schurman DJ. Effects of fixed axes of rotation on the varus-valgus and torsional load-displacement characteristics of the *in-vitro* human knee. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1979; 101: 134-40.
- 13 Seering WP, Piziali RL, Nagel DA, Shurman DJ. The function of the primary ligaments of the knee in varus-valgus and axial rotation. *J Biomech* 1980; 13: 785-94.
- 14 Grood ES, Noyes FR, Butler DR, Suntay WJ. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. *J Bone Jt Surg [Am]* 1981; 63A: 1257-69.
- 15 Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament: An in-vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Jt Surg [Am]* 1990; 72A: 557-67.
- 16 Wascher DC, Markolf KL, Shapiro MS, Finerman GAM. Direct *in vitro*

- measurement of forces in the cruciate ligaments - Part I: The effect of multiplane loading in the intact knee. *J Bone Jt Surg [Am]* 1993; 75A: 377-86.
- 17 Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GAM, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 1995; 13: 930-5.
 - 18 Markolf KL, Wascher DC, Finerman GAM. Direct *in vitro* measurement of forces in the cruciate ligaments -Part II: The effect of section of the posterolateral structures. *J Bone Jt Surg [Am]* 1993; 75: 387-94.
 - 19 Hull ML, Berns GS, Varma H, Patterson HA. Strain in the medial collateral ligament of the human knee under single and combined loads. *J Biomech* 1996; 29: 199-206.
 - 20 Abdel-Rahman E, Hefzy MS. Three-dimensional dynamic modelling of the tibio-femoral joint. In Tarbell JM (ed) *Advances in Bioengineering ASME* (1993); BED-Vol. 26: 315-8.
 - 21 Andriacchi TP, Mickosz RP, Hampton SJ, Galante, JO. Model studies of the stiffness characteristics of the human knee joint. *J Biomech* 1983; 16: 23-9.
 - 22 Blankevoort L, Huiskes R. Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1991; 113: 263-9.
 - 23 Blankevoort L, Kuiper JH, Huiskes R, Grootenboer HJ. Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *J Biomech* 1991; 24: 1019-31.
 - 24 Crowninshield R, Pope MH, Johnson RJ. An analytical model of the knee. *J Biomech* 1976; 9: 397-405.
 - 25 Grood ES, Hefzy MS. An analytical technique for modelling knee joint stiffness -Part I: ligamentous forces. *Trans ASME: J Biomech Engng* (1982); 104: 330-7.
 - 26 Hefzy MS, Grood ES. An analytical technique for modelling knee joint stiffness -Part II: ligamentous geometric nonlinearities. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1983; 105:

145-53.

- 27 Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, Huson A, Struben P. A three-dimensional mathematical model of the knee joint. *J Biomech* 1980; 13: 677-85.
- 28 Hirokawa S. Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *J Biomech* 1991; 24: 659-71.
- 29 van Eijden TMGJ, Kouwenhoven E, Verburg J, Weijs WA. A mathematical model of the patellofemoral joint. *J Biomech* 1986; 19: 219-29.
- 30 Tümer ST, Engin AE. Three body segment dynamic model of the human knee. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1993; 115: 350-6.
- 31 Gill HS, O'Connor JJ. Biarticulating two-dimensional computer model of the human patellofemoral joint. *Clin Biomech* 1996; 11: 81-9
- 32 Sauren AAHJ, Huson A, Schouten RY. An Axisymmetric finite element analysis of the mechanical function of the meniscus. *Int J Sports Med* 1984; 5: 93-5.
- 33 Tissakht M, Ahmed AM, Tanzer M, Misra AK. The thickness of the articular cartilage affects the load-bearing characteristics of the menisci. *Trans 40th Ann Meeting ORS* 1994; 19: 414.
- 34 Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ. Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *The Knee* 1995; 2: 69-79.
- 35 Brown TD, Digioia AM, Mears DC. A contact coupled nonlinear finite element analysis of the hip joint. *Trans 29th Ann Meeting ORS* 1983; 8: 66.
- 36 Hayes WC, Mockros LF. Viscoelastic properties of human articular cartilage. *J Applied Physiology* 1971; 31: 562-8.
- 37 Hayes WC, Keer LM, Mockros LF. A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. *J Biomech* 1972; 5: 541-51.

- 38 Galbraith PC, Bryant JT. Effects of grid dimensions on finite element models of an articular surface. *J Biomech* 1989; 22: 385-93.
- 39 Little RB, Wevers HW, Siu D, Cooke TDV. A three-dimensional finite element analysis of upper tibia. *Trans ASME: J Biomech Engng* 1986; 108: 111-9.
- 40 Tissakht M, Ahmed AM. Determination of static tensile stress-strain characteristics of the human menisci and derivation of the matrix and fibre properties. in Tarbell JM (ed) *Advances in Bioengineering ASME* 1993; 107-10.
- 41 Whipple R, Wirth CR, Mow VC. Mechanical properties of the meniscus. in Spilker RL (ed) *Advances in Bioengineering: ASME* 1984; 32-3.
- 42 Fithian DC, Kelly MA, Mow VC. Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clin Orthop Rel Res* 1990; 252: 19-31.
- 43 Shirazi-Adl A. Strain in fibres of a lumbar disc - Analysis of the role of lifting in producing disc prolapse. *Spine* 1989; 14: 96-103.
- 44 Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech* 1986; 19: 331-50.
- 45 Bullough PG, Munuera L, Murphy J, Weinstein AM. The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure. *J Bone Jt Surg [Br]* 1970; 52B: 564-70.
- 46 Fithian DC, Schmidt MB, Ratcliffe A, Mow VC. Human meniscus tensile properties: Regional variation and biochemical correlation. *Trans 35th Ann Meeting ORS* 1989; 14: 205.
- 47 Butler DL, Kay MD, Stouffer DC. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *J Biomech* 1986; 19: 425-32.
- 48 Race A, Amis AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech* 1994; 27: 13-24.

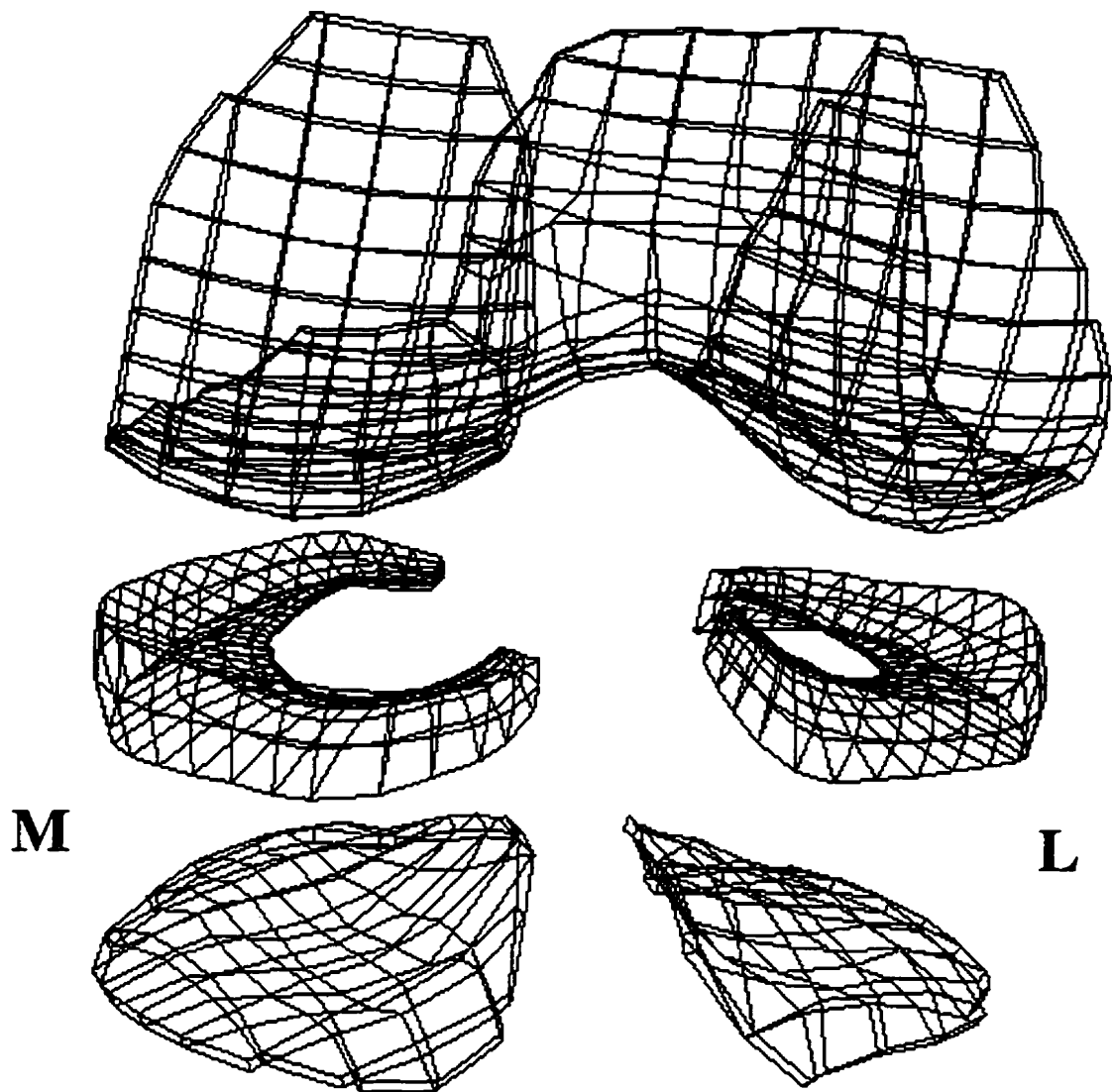


Figure 3.1: A typical posterior view of the finite element mesh representation of femoral and tibial cartilage layers and menisci using 8-node solid elements; M: medial, L: lateral.

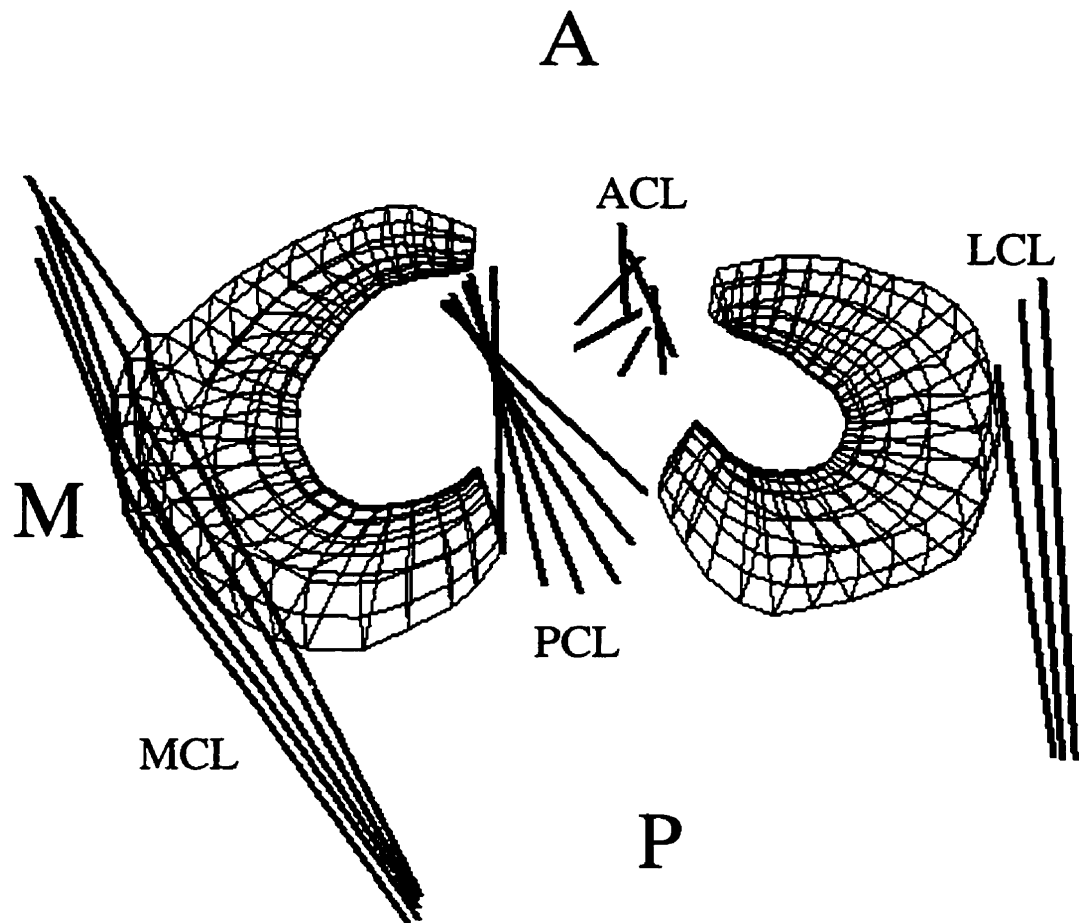


Figure 3.2: Model of menisci and ligaments. Each ligament bundle is represented by a 2-node axial element; also shown is the attachment of the medial collateral ligament to the periphery of the medial meniscus; ACL: anterior cruciate ligament, PCL: posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament, M: medial, A: anterior, P: posterior.

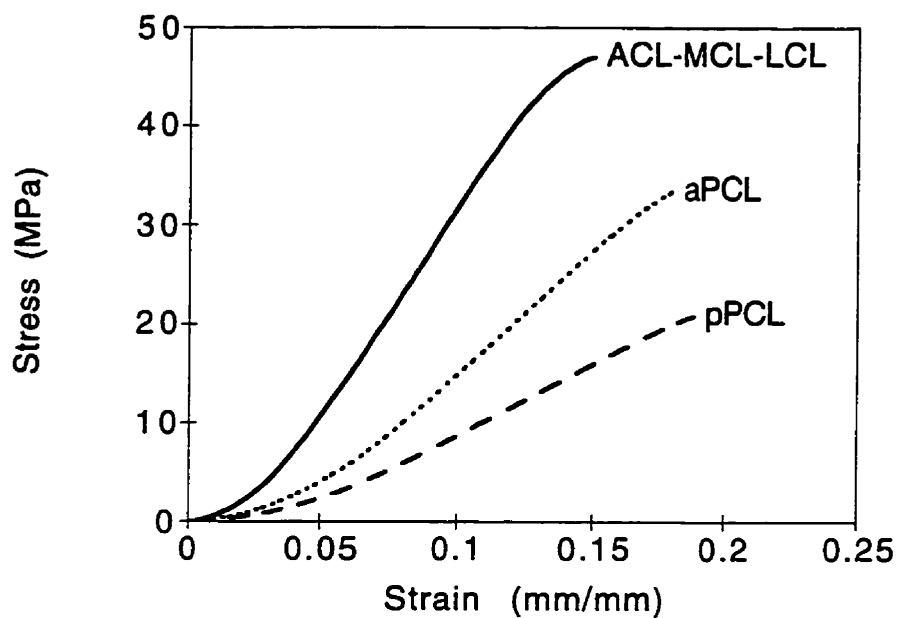


Figure 3.3: Nonlinear stress-strain curves for different ligaments [47,48]; ACL: anterior cruciate ligament, aPCL: anterolateral bundle of the posterior cruciate ligament, pPCL: posteromedial bundle of the posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament.

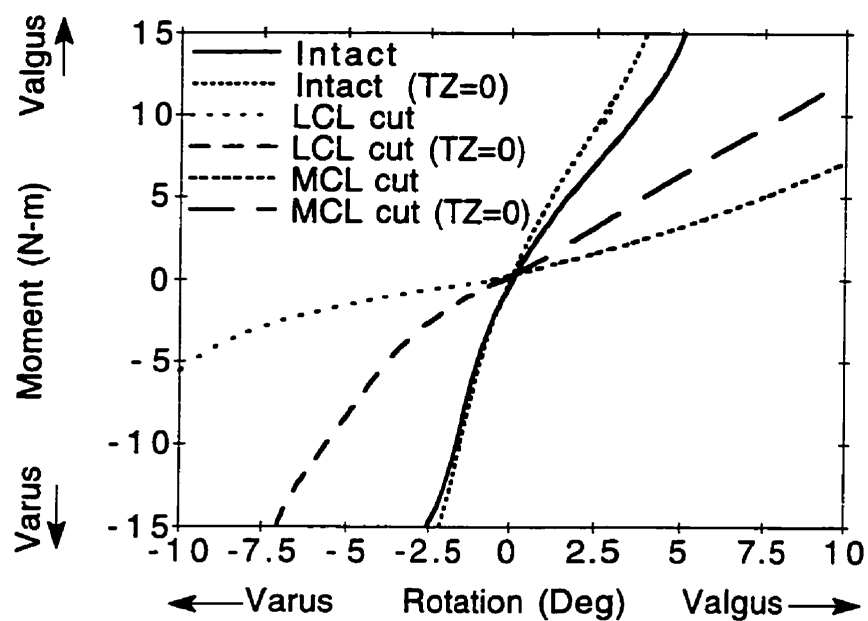


Figure 3.4: Moment-angulation curves in varus-valgus for the intact and collateral-cut tibiofemoral models with the axial rotation (TZ) fixed or free.

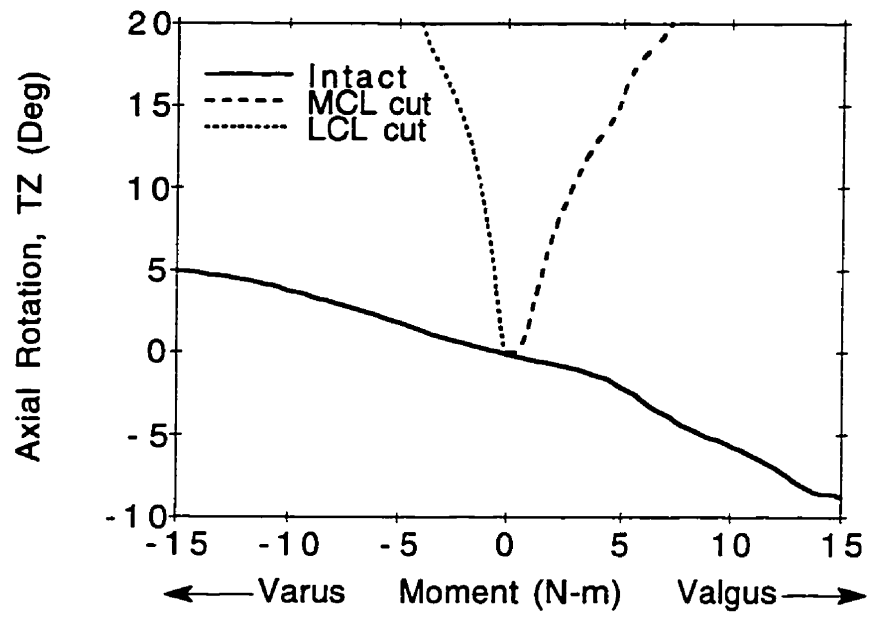
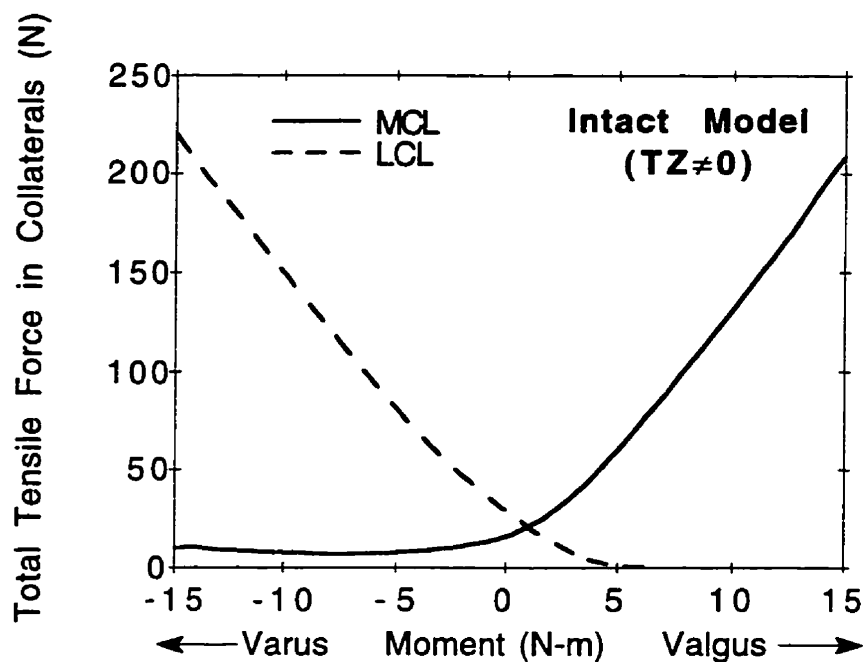
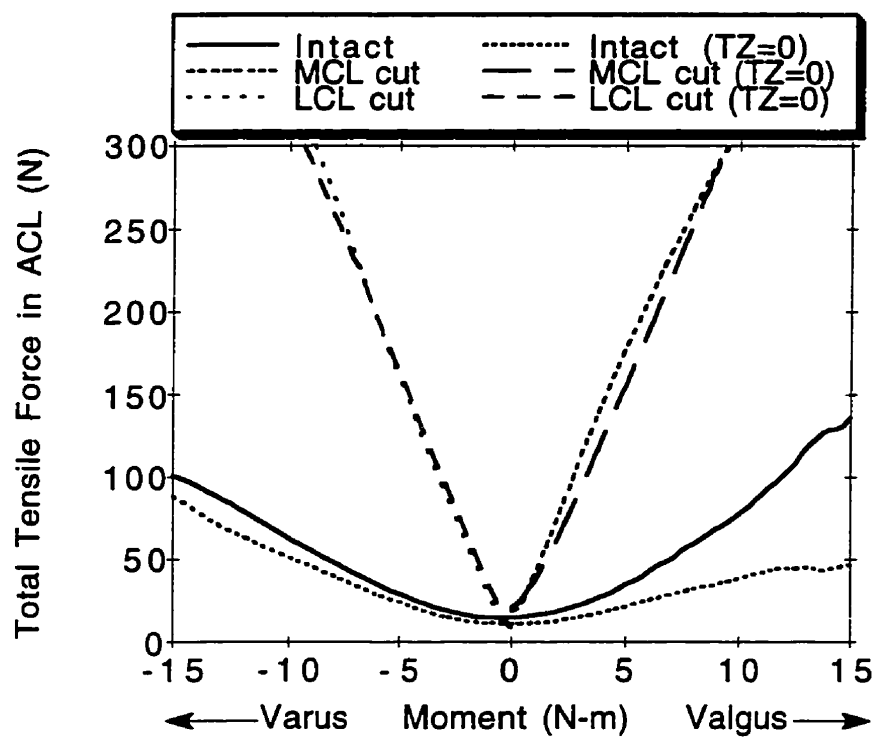


Figure 3.5: Coupled femoral axial rotation for the intact and collateral-cut tibiofemoral models in varus-valgus moments.

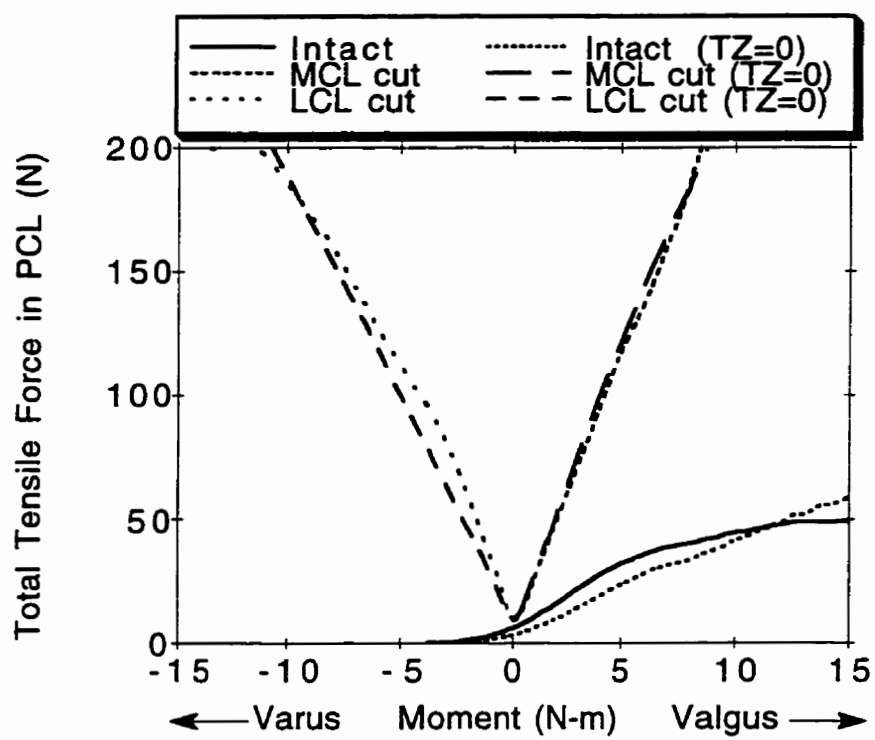


(Fig. 3.6a)

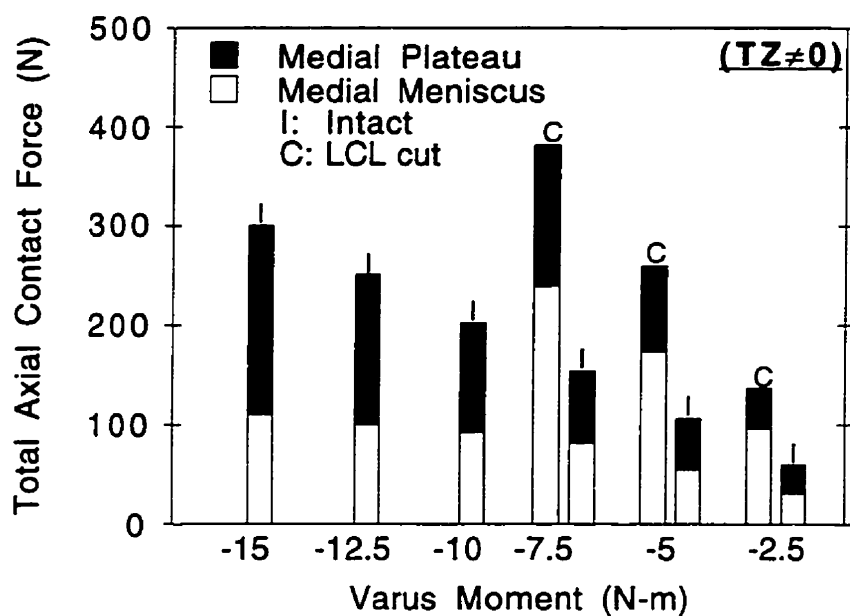
Figure 3.6: Predicted variation of total tensile forces in ligaments with varus-valgus moments; (a) in collaterals for the intact model with $TZ \neq 0$; (b) in ACL for intact and collateral-cut models with TZ fixed or free; (c) in PCL for intact and collateral-cut models with TZ fixed or free. TZ: femoral coupled axial rotation.



(Fig. 3.6b)

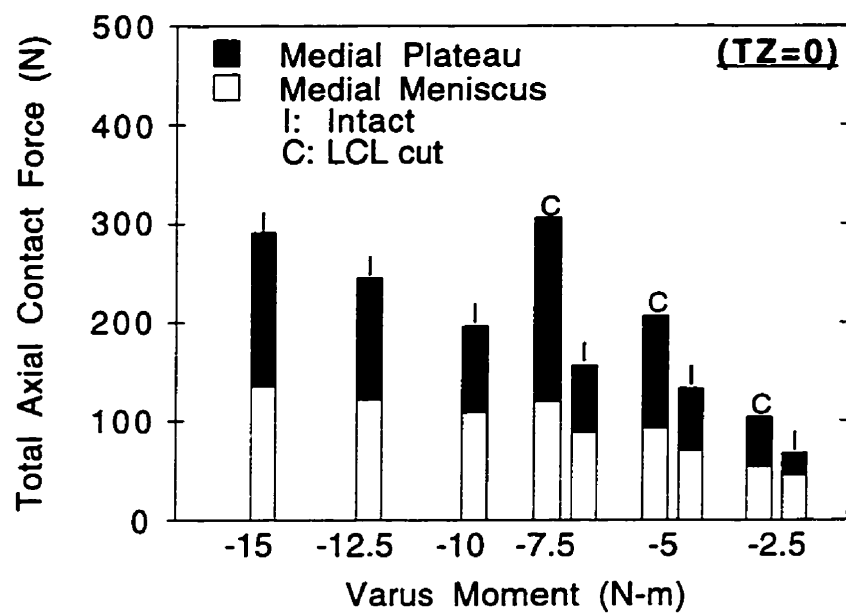


(Fig. 3.6c)

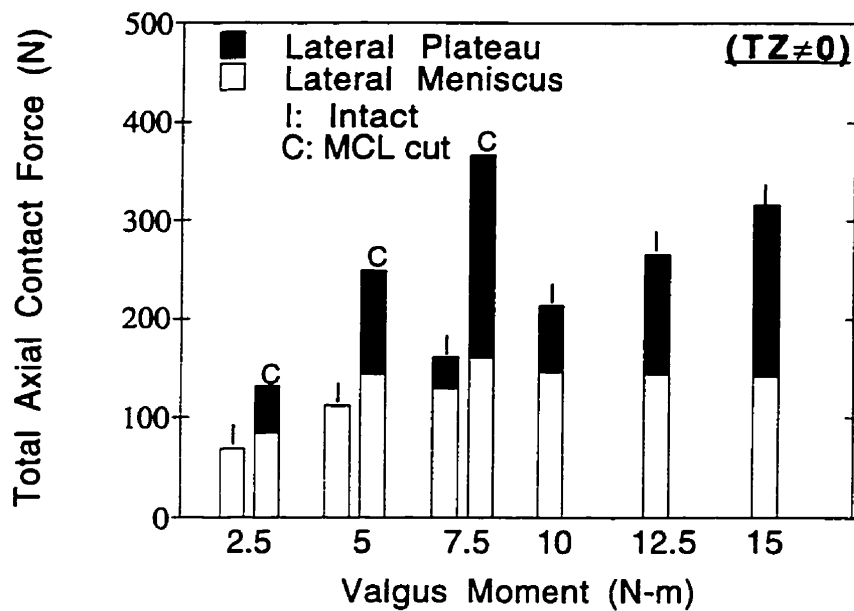


(Fig. 3.7a)

Figure 3.7: Distribution of the load in the medial plateau of the intact and LCL-cut models in varus moments; (a) free femoral axial rotation; (b) constrained femoral axial rotation. The load is presented as a total of that transferred through covered (ie, via meniscus) and exposed cartilage areas.

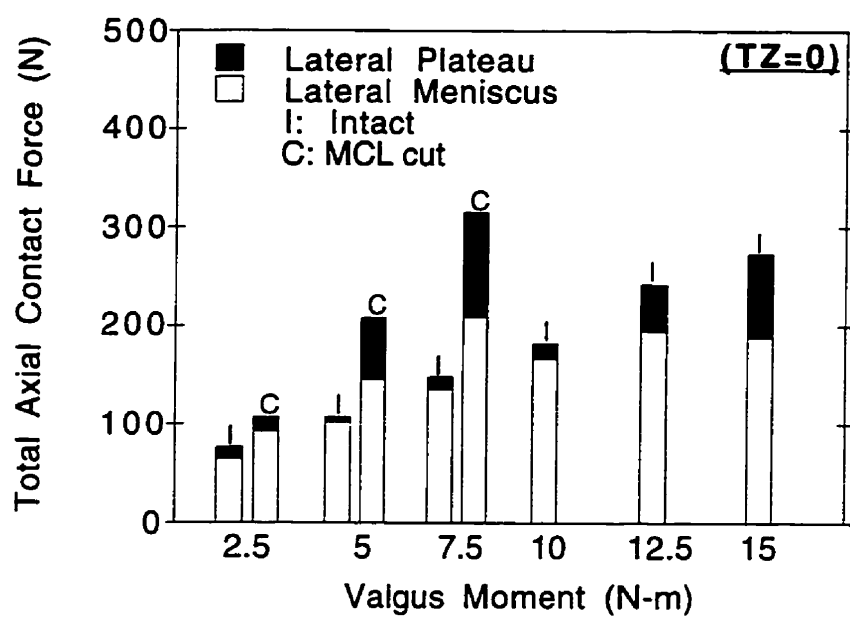


(Fig. 3.7b)



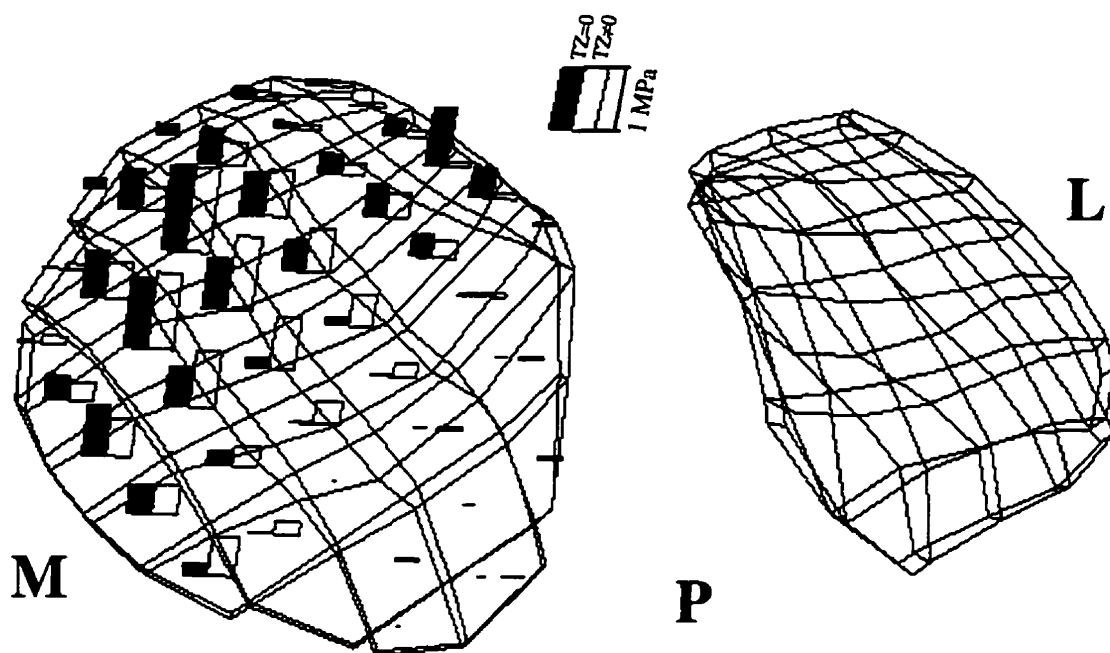
(Fig. 3.8a)

Figure 3.8: Distribution of the load in the lateral plateau of the intact and MCL-cut models in valgus moments; (a) free femoral axial rotation, (b) constrained femoral axial rotation. The load is presented as a total of that transferred through covered (ie, via meniscus) and exposed cartilage areas.



(Fig. 3.8b)

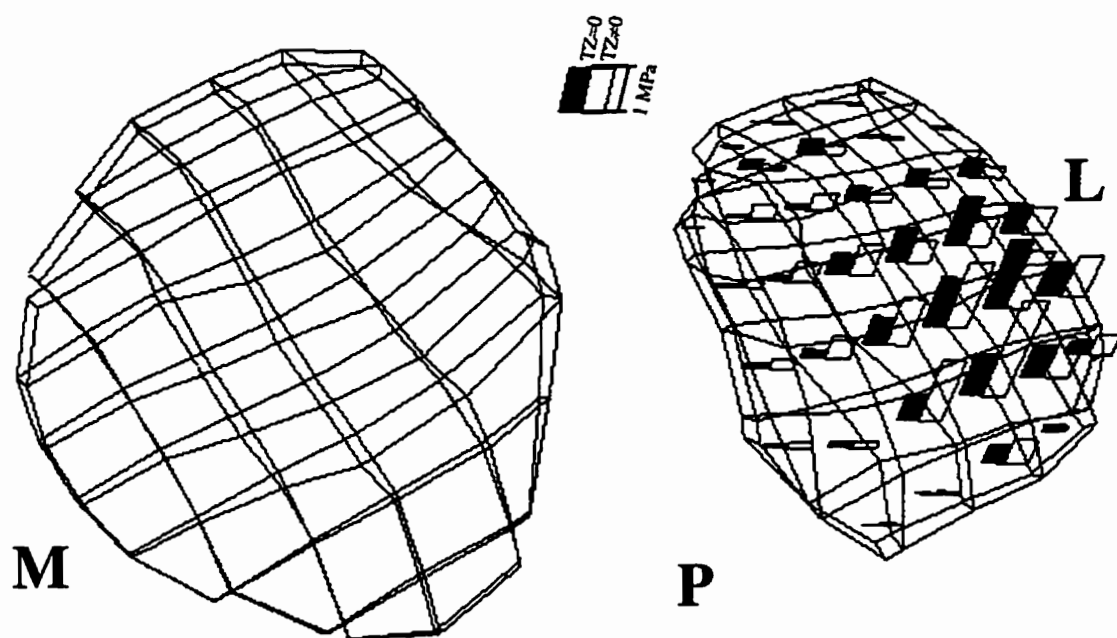
Intact model at 15N-m varus



(Fig. 3.9a)

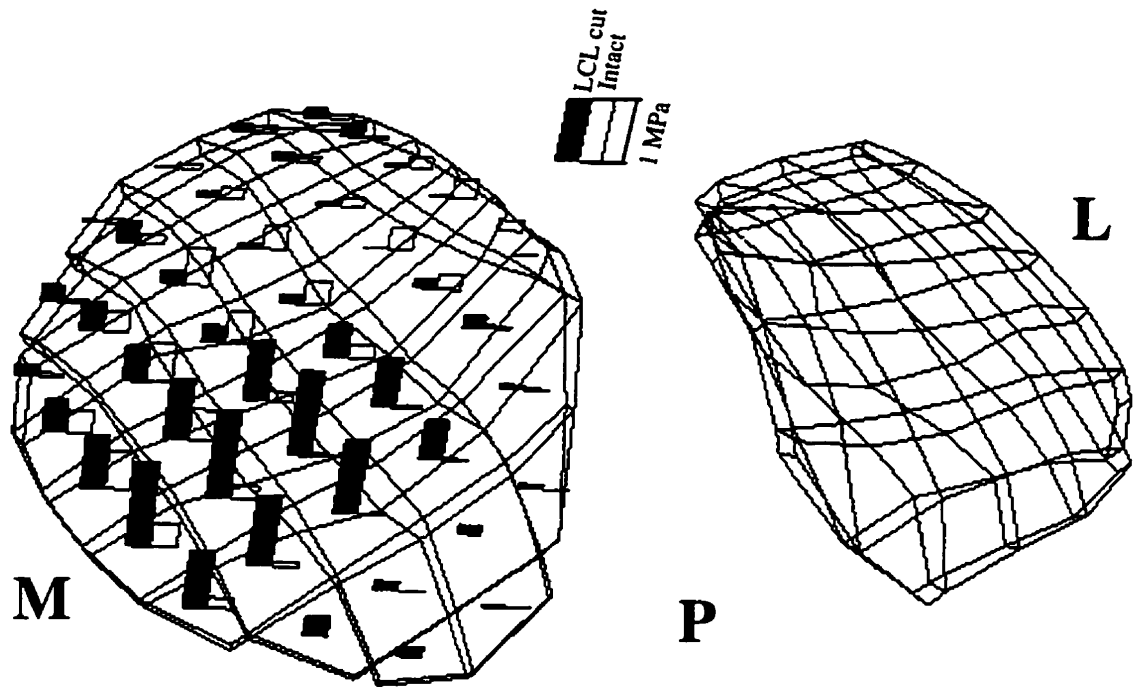
Figure 3.9: Principal compressive stresses in centroid of tibial cartilage elements for the intact tibiofemoral model with free or constrained femoral axial rotation; (a) tibial plateau under 15N-m varus, (b) tibial plateau under 15N-m valgus. Elements with no stress bar experience either no stress or a negligible tension.

Intact model at 15N–m valgus



(Fig. 3.9b)

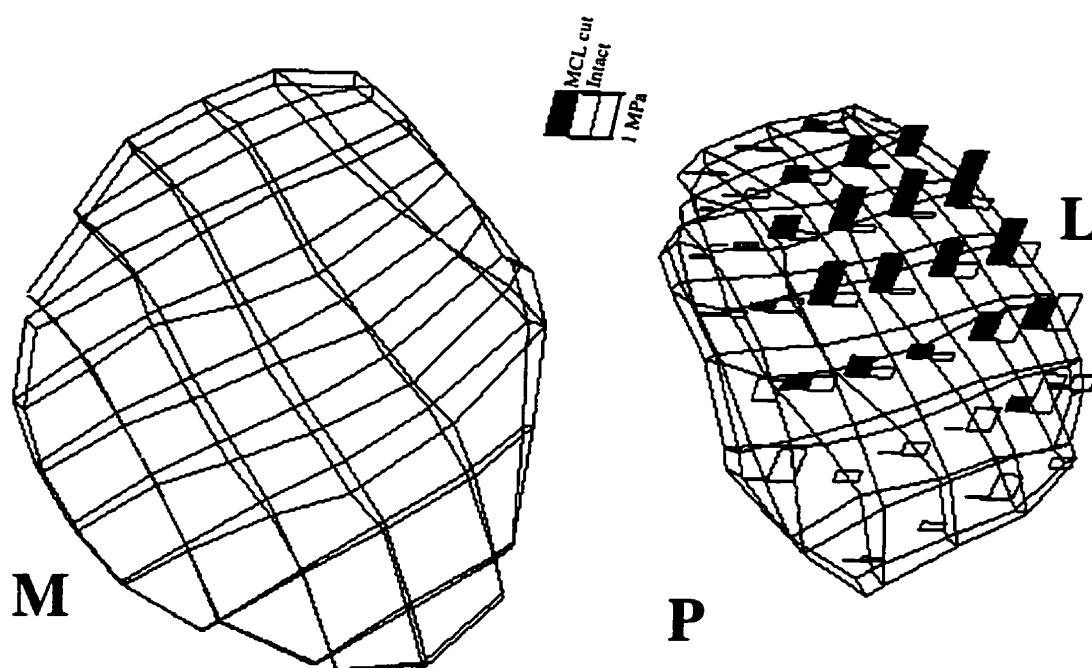
Varus (8 N-m, TZ=0)



(Fig. 3.10a)

Figure 3.10: Principal compressive stresses in centroid of tibial cartilage elements for the intact and collateral-cut tibiofemoral models with free femoral axial rotation; (a) tibial plateau under 8N-m varus, (b) tibial plateau under 8N-m valgus. Elements with no stress bar experience either no stress or a negligible tension

Valgus (8 N-m, TZ≠0)



(Fig. 3.10b)

CHAPITRE IV

RÉPONSE BIOMÉCANIQUE D'UN GENOU HUMAIN ASSUJETTI À DES FORCES ANTÉRIEURES ET POSTÉRIEURES

ARTICLE III

BIOMECHANICAL RESPONSE OF THE HUMAN KNEE JOINT UNDER ANTERIOR-POSTERIOR FORCES

SOMMAIRE

Dans la présente étude, des analyses nonlinéaires par éléments finis sont effectuées sur un modèle de genou humain. Le modèle analysé est constitué de deux structures osseuses (tibia et fémur), leurs couches de cartilage respectives, les ménisques ainsi que quatre principaux ligaments (deux croisés et deux latéraux). Une charge atteignant 400N est appliquée soit postérieurement ou antérieurement sur le fémur ou le tibia . Les conditions aux rives sur chacune de ces composantes sont choisies de telle façon à préserver la flexibilité intrinsèque de l'articulation. La laxité primaire ainsi que les mouvements couplés du genou sont évalués et le mécanisme de transmission de la charge à travers l'articulation est analysé lors de cette étude. Aussi, l'importance du choix des conditions aux rives pour ce système est démontrée. La contribution des ligaments croisés à résister un tel chargement est également soulignée par une étude minutieuse de la réponse biomécanique du genou avant et après excision du ligament croisé antérieur lors d'un tiroir

fémoral postérieur et du croisé postérieur lors d'un tiroir antérieur. Finalement, des cas simulant séparément, une excision totale du ménisque interne puis externe sont analysés. Les résultats obtenus pour la laxité antéro-postérieure du modèle intact sont peu influencés par le fait que la charge soit appliquée sur le tibia tout en maintenant libres les mouvements couplés sur le fémur ou vice versa. Dans la plage de charge allant de -400N (postérieure) à 400N (antérieure), une laxité primaire d'environ 9mm est recensée. Une restriction sur les mouvements couplés du tibia affecte sensiblement les résultats surtout ceux de la laxité primaire du joint qui se voit réduite d'environ 35%. Le ligament croisé antérieur et le ligament croisé postérieur sont les principaux éléments limitant un déplacement fémoral lors de tiroirs antéro-postérieurs. La laxité du joint augmente de 6 à 7 fois après excision du ligament croisé antérieur ou postérieur. En ce qui concerne les cas simulant une méniscotomie interne, en plus d'une augmentation sensible de la laxité du système, une imposante rotation axiale couplée associée avec le déplacement fémoral postérieur est observée. D'un autre côté, alors que la méniscotomie externe n'a eu que peu d'effets sur la cinématique du genou lors d'un tiroir fémoral postérieur, la méniscotomie interne a provoqué, lors de tiroirs antérieur et postérieur, une altération substantielle aux mouvements primaire et couplés du joint tout en induisant des compressions accrues sur le plateau tibial externe.

4.1 ABSTRACT

To investigate the mechanics of the intact and perturbed passive knee joints in drawer forces, a nonlinear finite element model of the entire human tibiofemoral joint consisting of bony structures, their articular cartilage layers, menisci, and four principal ligaments was utilized. Elastostatic analyses were carried out considering the tibiofemoral joint at full extension under anterior and posterior loads of up to 400N applied either to tibial or femoral shaft. Situations with various boundary conditions, cruciate (ACL or PCL) deficiency and total unilateral meniscectomy (medial or lateral) were analyzed.

The tibiofemoral anterior-posterior laxity was slightly sensitive to whether the load was applied on the tibial shaft while keeping the coupled femoral motions unconstrained or vice versa. In addition to the primary anterior-posterior total laxity of about 9mm at $\pm 400\text{N}$, significant coupled external tibial axial rotations of 8deg and 10deg were computed under 400N posterior and anterior forces, respectively. Constraint on all coupled motions diminished the joint primary laxity by about 35%. The ACL and PCL were the primary restraints to femoral posterior and anterior drawer forces, respectively. Section of either of these ligaments drastically increased the joint laxity by 6 to 7 times. In addition to an increase in joint primary laxity, medial meniscectomy induced large coupled tibial axial rotation and large forces on the lateral plateau. Lateral meniscectomy altered kinematics of the joint only in femoral anterior drawer. Large anterior-posterior shear forces/displacements acting on the tibiofemoral articulation in daily and athletic activities likely place the cruciates at high risk of failure, specially when combined with other modes of loading. When the ACL is torn the medial meniscus experiences greater forces and becomes an important component to limit excessive femoral posterior displacements. The

medial cartilage also undergoes substantially larger loads. Our results support clinical observations in recommending the preservation, whenever possible, of the posterior horn during medial meniscectomy as the total excision of the medial meniscus, in contrast to that of the lateral meniscus, has drastic effects on the joint stability.

4.2 INTRODUCTION

In daily and athletic activities, the human knee joints are subjected to a wide range of loadings and motions such as the anterior-posterior forces and displacements. Since the classic work of Brantigan and Voshell (1941), numerous studies have been performed to assess the biomechanical role of the human knee joint ligaments in resisting anterior-posterior displacements. Using manual manipulations of cadaveric knees, Girgis et al. (1975) observed anterior and posterior motions ranging from 2.5mm to 10mm and 2mm to 6mm, respectively. Introducing a new 4-degree-of-freedom *in-vitro* knee testing apparatus, Fukubayashi et al. (1982) and Levy et al. (1982) measured the primary anterior-posterior translation as well as coupled axial rotation of the tibia under tibial anterior-posterior loads. The measured values were not affected following medial meniscectomy (Levy et al., 1982). The medial meniscus was also suggested to provide substantial resistance against tibial anterior drawer only in anterior cruciate deficient knees (Levy et al., 1982; Shoemaker and Markolf, 1986). The anterior-posterior displacement was markedly affected (ie, 30% decrease) when constraining the tibial axial rotation (Fukubayashi et al., 1982). Allowing for the tibial medial-lateral displacement in their previously constrained testing apparatus, Sullivan et al. (1984) and Gollehon et al. (1987) reported much smaller coupled tibial rotations. With coupled motions constrained, Butler et al. (1980) determined the order of importance of each ligament and capsular structure in

drawer tests by introducing the concept of primary and secondary restraints. Using a stiffness approach, Butler et al. (1980) reapplied the same prescribed anterior or posterior displacement (ie, 5mm) following excision of a specific ligament the contribution of which would then be evaluated as the resulting reduction in the restraining force. In their study, Butler et al. (1980) reported that the ACL provided about 85% and 87% of the total resistant force under tibial anterior drawer at 90deg and 30deg flexion angles, respectively, while the PCL accounted for about 94% and 96% of the total applied force under tibial posterior drawer.

Using similar approach but allowing for all coupled tibial motions, Race and Amis (1996) recently performed a selective cutting technique to investigate the function of different PCL's bundles (ie, anterolateral aPC and posteromedial pPC) in tibial posterior drawer at different flexion angles. At full extension, the aPC bundle was reported to resist only 11% of the load at 4mm tibial drawer and 12% at 6mm while the pPC bundle resisted slightly larger loads (ie, 21% and 23% at 4mm and 6mm, respectively). This contribution increased substantially with the joint flexion. The resistive force displayed by ligaments should not, however, be considered as the force in ligaments unless they become oriented in a direction parallel to the applied load. Markolf et al. (1990) presented a technique to measure the resultant forces in the ACL and PCL during various loading conditions (Markolf et al., 1990,1993,1995,1996; Wascher et al., 1993). At full extension, the ACL was highly loaded in tibial anterior drawer (Markolf et al. 1995) whereas the PCL displayed only 16N at 100N posterior force (Markolf et al. 1996).

The scatter in published data for the primary and coupled laxities of the joint is likely due to variations between specimens, differences in testing conditions and, in some

cases, lack of precision in measurements. For instance, when the axial rotation is left unconstrained, a proper description of the resulting translation must include the location of the point on the tibia where the translation is being measured. The point of application of the drawer force, in this case, could also influence the results by generating axial torque on the joint. Despite the foregoing studies, detailed mechanics (eg, role of coupled motions, ligamentous forces, load transmission through menisci and cartilage layers) of the intact and perturbed knee joints in anterior-posterior loads remain yet to be determined. In order to improve our knowledge of joint mechanics, a realistic three-dimensional nonlinear finite element model of the tibiofemoral joint that has previously been used in axial compression (Bendjaballah et al. 1995) and varus-valgus moments (Bendjaballah et al. 1996) was utilized. The objectives of the present investigation are set as follows: (1) Determination of the detailed joint mechanics in full extension under anterior and posterior drawer forces of up to 400N; (2) Study of the relative biomechanical effect of the application of the load on the femur as compared with that on the tibia. This latter loading is used in experimental studies but in-vivo loading is often more complex involving both cases; and (3) Investigation of the joint mechanics following deficiency of the ACL, deficiency of the PCL, total medial meniscectomy and total lateral meniscectomy. This study aims to address a number of questions such as if there is a difference in response by loading the joint in drawer tests through either the tibia (as done in experimental studies) or the femur, and what mechanical effects have the cruciate deficiency and meniscectomy on pathomechanics of the joint as for example related to the cartilage degeneration and osteoarthritis.

4.3 METHODS

As described in our earlier study of the tibiofemoral joint in compression (Bendjaballah et al., 1995), the computer assisted tomography and finite element modeling along with direct digitization techniques were merged to reconstruct a detailed 3-D model of the entire human knee joint specimen. For the sake of completeness, the finite element model is only briefly outlined here. The entire model consists of two bony structures (tibia and femur), their respective articular cartilage layers, medial and lateral menisci, and four principal ligaments (collaterals and cruciates) (Fig. 4.1). For the meniscal tissues, a nonhomogeneous composite model of a matrix of ground substance reinforced by networks of circumferential and radial collagenous fibres was considered. The major ligaments are: the anteromedial and posterolateral bundles of the ACL, the anterolateral and posteromedial bundles of the PCL, the LCL and the MCL. Special attention was given to the simulation of the MCL that wraps around the proximal medial bony edge of the tibia in addition to its peripheral attachment to the medial meniscus. The reconstructed joint has initial varus-valgus alignment of about 6deg and flexion angle of about 5deg. For the frictionless nonlinear contact modeling articulations at tibiofemoral joint, six potential contact zones were identified. Three articulation zones at the medial compartment: the medial femoral cartilage against medial tibial cartilage, proximal surface of the medial meniscus against the femoral cartilage and the distal surface of the medial meniscus against the tibial cartilage. Three similar contact zones were also determined on the lateral compartment. The contact between adjacent bodies initiates at distances below 0.15mm (ie, gap limit). This value was chosen based on a number of preliminary studies on the effect of contact parameters on predicted results of the tibiofemoral joint in compression (Bendjaballah et al., 1995). The nonlinear analysis is performed employing an in-house

finite element package program (Shirazi-Adl, 1989 and 1994; Shirazi-Adl et al., 1986).

The material properties were derived from the data available in the literature. The articular cartilage layers were assumed to be isotropic and the menisci to be a composite of an isotropic matrix reinforced by collagen fibres. The nonlinear material properties for collagen fibres were chosen similar to those for disc collagen fibres used in our spinal model studies (Shirazi-Adl, 1989; Shirazi-Adl et al., 1986). Based on data reported in the literature for tensile properties of meniscal specimens in different locations and directions, the collagen fibre contents and the cross-sectional areas for fibre elements in each direction were evaluated (Bendjaballah et al., 1995). Material properties for different ligaments were also obtained from data available in the literature (see Fig. 4.2); either from experimental studies (Butler et al., 1986; Race and Amis, 1994) or from stiffness values used in previous model studies (Andriacchi et al., 1983; Hirokawa, 1991) accounting for the ligament's cross sectional area measured directly on the specimen. The reference strain for each ligamentous bundle (ie, strain at no external load) was also taken from earlier studies (Blankevoort et al., 1991; Grood and Hefzy, 1982; Wismans et al., 1980).

The present elastostatic nonlinear stress analysis was performed considering the tibiofemoral joint at full extension; ie, flexion-extension rotation fixed. Remaining boundary conditions were set in such a way as to preserve the joint normal function during the application of a drawer force of up to 400N. When applying the anterior-posterior force on the femur, all coupled femoral motions were constrained while medial-lateral, proximal-distal, varus-valgus and internal-external coupled displacements were set free for the tibial component. Similarly, when the drawer force was applied on the tibia,

coupled tibial motions were constrained while coupled femoral motions were set free. In this manner, the coupled axial rotation and, therefore, the joint response were not influenced by the position of the applied horizontal load. The repetition of test by once applying the load on the femur and once on the tibia was done to investigate the role, if any, of loading configuration on the response of the joint. The experimental studies often choose the latter loading condition; in-vivo, however, the joint loadings and motions are complex involving both cases. By reproducing testing conditions adopted by some authors during *in-vitro* experiments, an extra analysis was carried out in which only the femoral anterior-posterior displacement was left free with the tibia completely fixed with no coupled motions. Cases simulating total disruption in the ACL or PCL were also analyzed under femoral anterior-posterior forces. Moreover, analyses were repeated following unilateral medial or lateral meniscectomy. These additional cases were carried out to further identify the mechanics of load transmission in the knee joint under anterior-posterior loads.

4.4 RESULTS

Two different configurations for the application of the drawer force were considered in this study; one with the femur loaded and the tibia free in coupled motions whereas the tibia was loaded in the second one with the femur free in coupled motions. Similar results were predicted in both loading cases. For instance, the load-displacement curves in the anterior-posterior and axial directions are shown in Fig. 4.3 indicating nearly the same results. The intact tibiofemoral model at full extension exhibited nonlinear response to applied anterior-posterior forces yielding up to 8.5mm or 9.5mm total laxity under $\pm 400\text{N}$ force applied on the femur or on the tibia, respectively (Fig. 4.3a). The joint

closed in the axial direction (ie, distal-proximal translation) as the load increased, specially under femoral posterior force or tibial anterior force (Fig. 4.3b). Since only small differences were computed between the two cases, the first configuration (ie, Case 1 with the drawer force applied on the femur and coupled motions left free for the tibia) was considered for remaining analyses. The most significant coupled motion was the external tibial axial rotation in both forces reaching maximum value of 10deg at 400N femoral anterior force. As for the coupled varus-valgus rotations, the tibia underwent varus and valgus orientations in femoral posterior and anterior forces, respectively; the trend was more pronounced in varus reaching about 1deg angulation at 400N.

Leaving only the relative tibiofemoral anterior-posterior motion free while constraining all the remaining coupled tibial motions, the joint became substantially stiffer in both directions with diminished laxity of 5.5mm at ± 400 N forces (ie, about 35% reduction in laxity, Fig. 4.4). When either of the cruciates was cut (ie, ACL in posterior force, PCL in anterior force), the tibiofemoral model became extremely flexible with total laxities as high as 6 to 7 times greater than those of the intact model under ± 200 N (Fig. 4.4). The coupled axial rotation diminished in posterior drawer for the ACL-deficient model while removal of the PCL in anterior drawer reversed the external axial rotation into an internal one (Fig. 4.5). Total excision of the medial meniscus caused a noticeable increase in the joint primary laxity augmenting the response by about 30% in both anterior and posterior drawer forces for loads beyond 100N (Fig. 4.4). The coupled tibial axial rotation in posterior drawer was drastically affected by medial meniscectomy to reach 10deg under 200N applied force. The effect was much less pronounced in anterior force (Fig. 4.5). Lateral meniscectomy affected neither the joint primary laxity nor its associated coupled tibial axial rotation in posterior drawer while, in anterior drawer, the joint

demonstrated larger primary laxity and coupled tibial external rotation (Figs 4.4 and 4.5).

Computed total forces in ligaments clearly indicate the ACL and PCL as the major restraints to femoral posterior and anterior forces, respectively (Fig. 4.6). As for collateral ligaments, the MCL had small to negligible contribution in resisting the load while the LCL was found to become tense with increasing applied load only in anterior drawer reaching a maximum force of 213N at the final load (Fig. 4.6). Ligament forces in the direction of the applied load are shown in Fig. 4.7. At 400N femoral anterior force, as the coupled motions of the tibia were all constrained, the ACL and MCL forces remained nearly unchanged while the LCL force markedly diminished from 213N to 65N and the PCL force increased from 396N to 495N. In femoral anterior and posterior drawers, tensile forces in both collaterals drastically increased following section of either cruciates. In 200N posterior drawer, when the ACL was cut, the MCL and LCL underwent tensile forces of 230N and 114 N, respectively. In 200N anterior drawer force when the PCL was removed, similar trend was noted with the LCL and MCL forces of 212N and 182N, respectively. Following unicompartmental meniscectomy, tensile forces in the cruciates remained approximately unchanged while the collateral forces altered significantly particularly in anterior forces when the medial meniscus was excised resulting in forces of about 70N in the MCL and 125N in the LCL at 200N applied force.

In anterior as in posterior drawers, the lateral plateau carried more load than did its medial counterpart, this trend is, however, more pronounced in anterior force (Fig. 4.8). Menisci carried major portion of compartmental loads in all cases except for the medial meniscus in femoral anterior forces (Fig. 4.8). When the coupled tibial motions were constrained, relatively small contact forces were computed on menisci only with

none on the exposed cartilage areas. Section of the ACL in femoral posterior drawer resulted in a significant increase in the load on the medial plateau and a decrease in that on the lateral plateau (Fig. 4.9). Substantial alterations in the mechanism of load-transmission were also noted subsequent to isolated unicompartmental meniscectomy. Following excision of the medial meniscus, the lateral cartilage became highly loaded in both its covered and exposed areas while lateral meniscectomy caused small changes in total compartmental loads (Fig. 4.10). The contact area on the lateral cartilage, however, diminished yielding high stresses and stress gradients. As in the ACL-deficient model, total excision of the lateral meniscus overloaded the posterior third of the medial meniscus in femoral posterior drawer. As a consequence, maximum strains in collagen fibers within the posterior part of the medial meniscus increased significantly from about 8% in intact joint under 400N load to 20% after ACL section or the lateral meniscectomy under even smaller applied loads of 200N.

4.5 DISCUSSION

In previous studies (Bendjaballah et al., 1995,1996) the nonlinear response of the tibiofemoral joint under pure compressive forces of up to 1000N and varus-valgus moments of up to 15N-m were investigated. Using the same finite element model, the passive elastostatic mechanical response of the joint at full extension under anterior and posterior forces of up to 400N, applied to either tibial or femoral component, was investigated. It is to be emphasized that the boundary conditions greatly influence the results of a study, being experimental or numerical. Proper comparison of results of various studies, hence, should be done in the light of such dependency. In the current work, proper boundary conditions were used to prevent any erroneous displacement

computations induced by associated rotational degrees-of-freedom. To identify the effect of boundary conditions, an additional case was analyzed in which the tibia was completely fixed while the femur was free in the anterior-posterior translation only. Also investigated were the effects of section of cruciates (ACL or PCL) and total meniscectomy (medial or lateral) on the overall biomechanics of the system. It is important to notice that, due to lack of reliable data, capsular ligaments were not modeled in the present study.

The computed primary anterior-posterior displacement versus applied load for the intact tibiofemoral model is nonlinear reflecting increasing stiffness under additional load. The stiffness is provided primarily by cruciates and to a lesser degree by menisci as is noted from the load-displacement curves prior and subsequent to removal of cruciates and menisci (Fig. 4.4). The LCL also contributes to the joint stiffness in anterior femoral force (Fig. 4.6). The response is substantially stiffened as the coupled motions are restrained, this points to the importance of boundary conditions in knee joint studies. Quite similar responses are obtained when the load is applied either on the femur or on the tibia in which the primary laxity is left free on the loaded component while the coupled motions are computed on the unloaded one. This suggests that prediction and measurement results based on either of these two distinct testing configurations may be compared with each other when anterior-posterior loading is considered. This finding, however, cannot be extended to other types of loading such as flexion prior to additional studies. The proximal-distal displacement of the joint demonstrates the attraction between the tibia and the femur due to tensile forces in ligaments, a movement that further stabilizes the joint by more effective articulation. The coupled external rotation of the tibia in the intact joint is generated by tensile forces in cruciates (accounting for their insertion points and orientations) and resisted by menisci. Removal of either of these components, hence,

substantially alters the coupled axial rotation (Fig. 4.5).

The computed total primary laxity of about 9mm or 5.5mm at $\pm 400\text{N}$ for cases with free or constrained coupled motions, respectively, appears to be in the lower range of measurement results reported in the literature. In experimental studies, the stiffest response is also associated with higher degree of constraint imposed on joint motions during testing procedures. Markolf et al. (1976) obtained relatively smaller laxities when coupled motions in specimens tested were constrained; they recorded a mean laxity at $\pm 200\text{N}$ of about 3.8mm which is markedly smaller than mean value of 7.7mm reported by Markolf et al. (1990) for the same range of applied loads but allowing for coupled motions during tests. Similarly, when constraining coupled motions at 90deg flexed joint, Butler et al. (1980) recorded maximal resistive forces as high as 612N and 662N under relatively small tibial anterior and posterior displacements of 5mm, respectively. Race and Amis (1996), allowing for coupled tibial motions, recorded much smaller loads (ie, more flexible response) with mean values of about 100N and 80N at 4mm and 215N and 200N at 6mm posterior drawers in extended and 90deg flexed knee specimens, respectively. Fukubayashi et al. (1982) and Levy et al. (1982) reported mean laxity values in fully extended specimens of about 5mm and 3.4mm at 100N anterior force and 4mm and 3.6mm at 100N posterior force, respectively. When the tibial axial rotation is constrained, our predicted decrease of about 35% in total laxity (Fig. 4.4) compares favourably with the findings of Fukubayashi et al. (1982) of an increase of 30% in laxity when the tibia is allowed to rotate freely about a fixed neutral axis.

As for the joint coupled motions, the tibial axial rotation in the intact model is, by far, the most significant one (Fig. 4.5). Under both load directions, the tibia rotates

externally to reach about 8deg and 10deg at 400N of posterior and anterior forces, respectively. While showing similar trend as that predicted during femoral anterior force (ie, the tibia rotates externally in intact joint and that the rotation reverses following section of the PCL during tibial posterior force) (Fukubayashi et al., 1982; Gollehon et al., 1987; Grood et al., 1988; Race and Amis, 1996), most *in-vitro* experiments have recorded an internal tibial rotation under tibial anterior forces ranging between 4.5deg and 8deg at $\pm 100\text{N}$ (Fukubayashi et al., 1982; Hollis et al., 1991; Levy et al., 1982). Constraints on joint coupled motions, the location of the applied load and the initial unloaded configuration of the tibiofemoral articulation likely influence the position of the torsional axis, resulting in various patterns of tibial rotation. For instance, Sullivan et al. (1984) and Gollehon et al. (1987) found that the external rotation significantly decreased with some specimens even exhibiting an internal rotation when allowing for coupled medial-lateral translations of less than 2mm (Sullivan et al., 1984).

The ACL provides almost the entire resistance to applied femoral posterior force while the PCL, specifically its anterolateral band, resists a major portion of the force followed by the LCL. The LCL resists the anterior forces much less effectively than does the PCL although the force acting along its axis is higher than 50% of the force acting along the PCL axis. The load carrying contribution of the LCL in femoral anterior force has also been observed in experimental studies (Gollehon et al., 1987; Grood et al., 1988). The computed 172N force in the ACL at 100N femoral posterior force compares favorably with recent experimental values of about 150N at 100N anterior tibial force recorded by Markolf et al. (1995) for specimens at full extension. As for the PCL, Markolf et al. (1996) measured mean force of only 16N under 100N applied tibial force in full extension. This would translate to relatively small contribution of the PCL in resisting

the applied load when the orientation of the ligament is also considered. On the other hand, Race and Amis (1996) reported much larger contributions of 28%, 33% and 35% for the PCL under 2mm (at about 40N), 4mm (at about 105N) and 6mm (at about 215N) tibial prescribed displacements, respectively. Butler et al. (1980) have measured much larger PCL contribution of 96% at 30deg of knee flexion angle. As noted earlier, restraints on coupled motions could partly be the reason for such differences.

Tensile forces in ligaments cause substantial compression penalty on tibiofemoral plateaus reaching total value of about 450N at 400N anterior and posterior forces. This compression is carried more by the lateral plateau than by its medial counterpart. In anterior as in posterior forces, the C-shaped lateral meniscus transmits nearly identical loads through the joint while the lazy C-shaped medial meniscus is efficient only in posterior forces transmitting more than 70% of the compartmental load through its thick posterior horn. Isolated section of either cruciates generates large tensile forces in collaterals which, in turn, increase the compression on the tibial plateaus which is transmitted primarily through meniscal tissues (Fig. 4.9). Section of the ACL in posterior force causes contact between medial femoral condyle and the medial meniscus posteriorly which, in turn, rotates the tibia internally until the combined effect of the tibial rotation and femoral posterior displacement activates the posteromedial band of the PCL which resists further tibial axial rotation. Section of the ACL in femoral posterior drawer substantially increases the load transmitted through the medial compartment on both covered and uncovered areas of cartilage. This points to the adverse effect of the ACL removal on cartilage loading and, hence, to the likelihood of the cartilage degeneration following such deficiency, an association indicated by previous studies (Adams and Pelletier, 1988; Jacobsen, 1977). In anterior forces, when the PCL is severed,

compressive forces are transferred on both plateaus with smaller load on the anteriorly thin medial meniscus than the thicker lateral meniscus.

In agreement with Levy et al. (1989), total lateral meniscectomy has no significant influence on joint kinematics in posterior force. The load transmission across the medial plateau, in this case, is computed to remain similar to that in the intact case (Fig. 4.10). Medial meniscectomy, however, causes a drastic alteration in axial rotation, a noticeable increase in primary laxity and a considerable increase on load transferred via the lateral plateau. These observations along with those following section of the ACL clearly demonstrate that the medial meniscus is a primary structures that controls the joint kinematics in intact as well as ACL-deficient joints rather than only in ACL-deficient joints (Levy et al., 1982; Shoemaker and Markolf, 1986). This structure acts as a stabilizing wedge against tibial external rotation and, to some extent, against femoral posterior drawer during posterior forces while the mobility of the lateral meniscus prevents it to react similarly.

4.6 REFERENCES

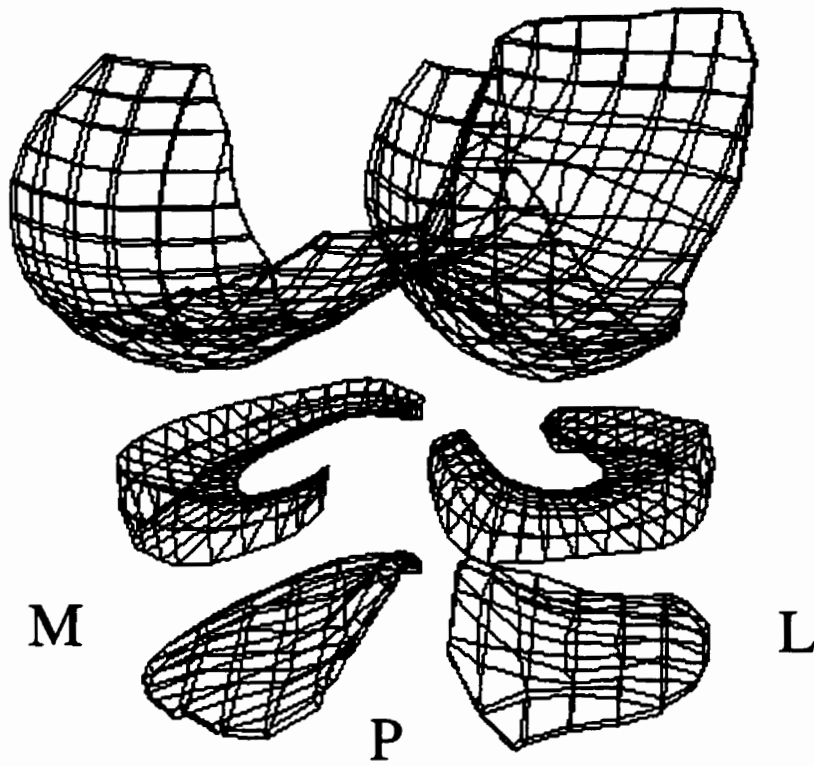
- Adams, M. E. and Pelletier J.-P. (1988) Canine Anterior Cruciate Ligament Transection Model of Osteoarthritis. In *CRC Hand Book of Animal Models for the Rheumatic Diseases* (Edited by Greenwald, R. A. and Diamond, H. S.), Vol. II, pp. 57-81. CRC Press, Inc., Boca Raton, Florida.
- Andriacchi, T. P., Mickosz, R. P.; Hampton, S. J. and Galante, J. O. (1983) Model Studies of the Stiffness Characteristics of the Human Knee Joint. *J. Biomech.*, **16**, 23-29.

- 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**, 69-79.
- Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl A. and Zukor D. J. (1996) Finite Element Analysis Of Human Knee Joint In Varus-Valgus. Submitted to *the Journal of Clinical Biomechanics*.
- 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**, 1019-1031.
- Brantigan, O. C. and Voshell, A. F. (1941) The Mechanics of the Ligaments and Menisci of the Knee Joint. *J. Bone Jt Surg.*, **23-A**, 44-66.
- Butler, D. L., Noyes, F. R. and Grood, E. S. (1980) Ligamentous Restraints to Anterior-Posterior Drawer in the Human Knee. *J. Bone Jt Surg.*, **62-A**, 259-270.
- Butler, D. L., Kay, M. D. and Stouffer, D. C. (1986) Comparison of Material Properties in Fascicle-Bone Units from Human Patellar Tendon and Knee Ligaments. *J. Biomech.*, **19**, 425-432.
- Fukubayashi, T., Torzilli, P. A., Sherman, M. F. and Warren, R. F. (1982) An *In-Vitro* Biomechanical Evaluation of Anterior-Posterior Motion of the Knee. *J. Bone Jt Surg.*, **64-A**, 258-264.
- Girgis, F. G., Marshall J. L. and Al Monajem, A. R. S. (1975) The Cruciate Ligaments of the Knee Joint. An Anatomical, Functional and Experimental Analysis. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, **106**, 216-231.
- Gollehon, D. L., Torzilli, P. A. and Warren R. F. (1987) The Role of the Posterolateral and Cruciate Ligaments in the Stability of the Human Knee. *J. Bone Jt Surg.*, **69-A**, 233-242.
- Grood, E. S. and Hefzy, M. S. (1982) An Analytical Technique for Modelling Knee Joint

- Stiffness -Part I: Ligamentous Forces. *J. Biomech. Engng*, **104**, 330-337.
- Grood, E. S., Stowers, S. F. and Noyes, F. R. (1988) Limits of Movement In the Human Knee. Effect of Sectioning the Posterior Cruciate Ligament and Posterolateral Structures. *J. Bone Jt Surg.*, **70-A**, 88-97.
- Jacobsen, K. (1977) Osteoarthritis Following Insufficiency of the Cruciate Ligament in Man. *Acta Orthop. Scand.*, **48**, 520-527.
- Hirokawa, S. (1991) Three-Dimensional Mathematical Model Analysis of the Patellofemoral Joint. *J. Biomech.*, **24**, 659-671.
- Hollis, J. M., Takai, S., Horibe, S. and Woo, S. L.-Y. (1991) The Effects of Knee Motion and External Loading on the Length of the Anterior Cruciate Ligament (ACL): a Kinematic Study. *J. Biomech. Engng*, **113**, 208-214.
- Levy, I. M., Torzilli, P. A. and Warren, R. F. (1982) The Effect of Medial meniscectomy on Anterior-Posterior Motion of the Knee. *J. Bone Jt Surg.*, **64-A**, 883-888.
- Levy, I. M., Torzilli, P. A., Gould, J. D. and Warren, R. F. (1989) The Effect of Lateral meniscectomy on Motion of the Knee. *J. Bone Jt Surg.*, **71-A**, 401-406.
- Markolf, K. L., Mensch, J. and Amstutz, H. (1976) Stiffness and Laxity of the Knee - The Contributions of the Supporting Structures. *J. Bone Jt Surg.*, **58-A**, 583-594.
- Markolf, K., Gorek J., Kabo, J. M. and Shapiro, M. S. (1990) Direct Measurement of Resultant Forces in the Anterior Cruciate Ligament: An *In-Vitro* Study Performed with a New Experimental Technique. *J. Bone Jt Surg.*, **72-A**, 557-567.
- Markolf, K. L., Wascher, D. C. and Finerman, G. A. M. (1993) Direct *In-Vitro* Measurement of Forces in the Cruciate Ligaments -Part II: The Effect of Section of the Posterolateral Structures. *J. Bone Jt Surg.*, **75-A**, 387-394.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A. M. and Slauterbeck, J. L. (1995) Combined Knee Loading States that Generate High

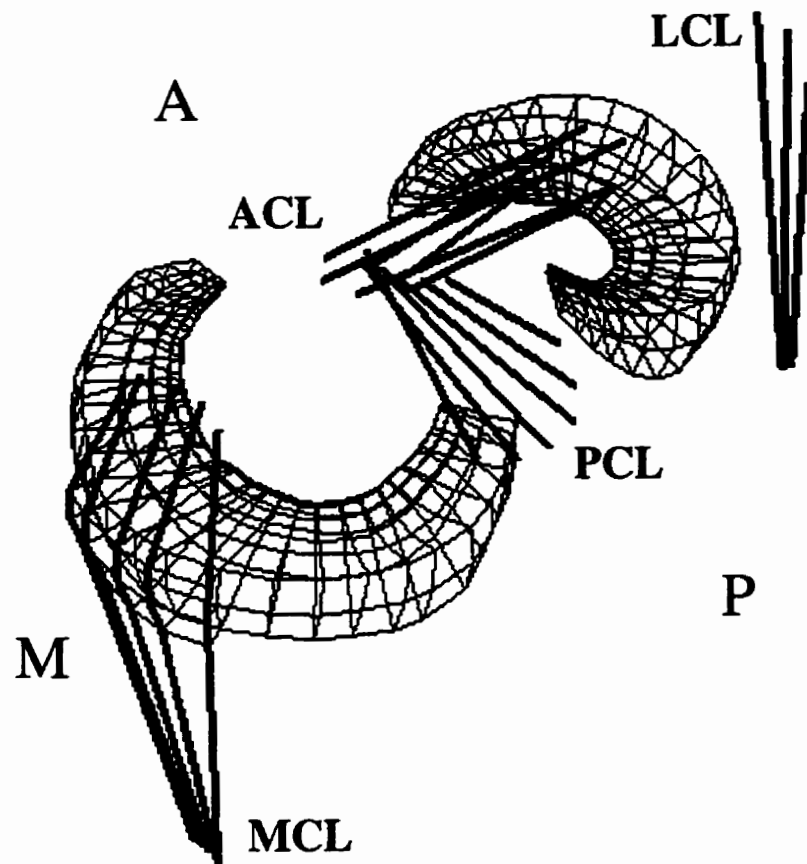
- Anterior Cruciate Ligament Forces. *J. Orthop. Res.*, **13**, 930-935.
- Markolf, K. L., Slauterbeck, J. L., Armstrong, K. L., Shapiro, M. M. and Finerman, G. A. M. (1996) Combined Knee Loading States that Generate High Anterior Cruciate Ligament Forces. *J. Orthop. Res.*, **14**, 633-638.
- Race, A. and Amis, A. A. (1994) The Mechanical Properties of the Two Bundles of the Human Posterior Cruciate Ligament. *J. Biomech.*, **27**, 13-24.
- Race, A. and 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.
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M. and Shrivastava, S. C. (1986) A Finite Element Study of Lumbar Motion Segment Subjected to Pure Sagittal Plane Moments. *J. Biomech.*, **19**, 331-350.
- Shirazi-Adl, A. (1989) Strain in Fibres of a Lumbar Disc - Analysis of the Role of Lifting in Producing Disc Prolapse. *Spine*, **14**, 96-103.
- Shirazi-Adl, A. (1994) Analysis of Role of Bone Compliance in Mechanics of Lumbar Motion Segment. *J. Biomech. Engng*, **116**, 408-412.
- Shoemaker, S. C. and Markolf, K. L. (1986) The Role of the Meniscus in the Anterior-Posterior Stability of the Loaded Anterior Cruciate-Deficient Knee. Effects of Partial Versus Total Excision. *J. Bone Jt Surg.*, **68-A**: 71-79.
- Sullivan, D., Levy, I. M., Sheskier, S., Torzilli, P. A. and Warren, R. F. (1984) Medial Restraints to Anterior-Posterior Motion of the Knee. *J. Bone Jt Surg.*, **66-A**, 930-936.
- Wascher, D. C., Markolf, K. L., Shapiro, M. S. and Finerman, G. A. M. (1993) Direct *In-Vitro* Measurement of Forces in the Cruciate Ligaments - Part I: The Effect of Multiplane Loading in the Intact Knee. *J. Bone Jt Surg.*, **75-A**, 377-386.

Wismans, J., Veldpaus, F., Janssen, J., Huson, A. and Struben, P. (1980) A Three-Dimensional Mathematical Model of the Knee Joint. *J. Biomech.*, **13**, 677-685.



(Fig. 4.1a)

Figure 4.1: Finite element model of the tibiofemoral joint. The bony structures are modeled as rigid bodies and are not shown. (a) A typical posterolateral view of the model showing the cartilage layers and menisci, (b) Model of menisci and ligaments. Each ligament bundle is represented by a 2-node axial element; also shown is the attachment of the medial collateral ligament to the periphery of the medial meniscus; ACL: anterior cruciate ligament, PCL: posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament, M: medial, L: lateral, A: anterior, P: posterior. The articular cartilage layers and bony structures are not shown.



(Fig. 4.1b)

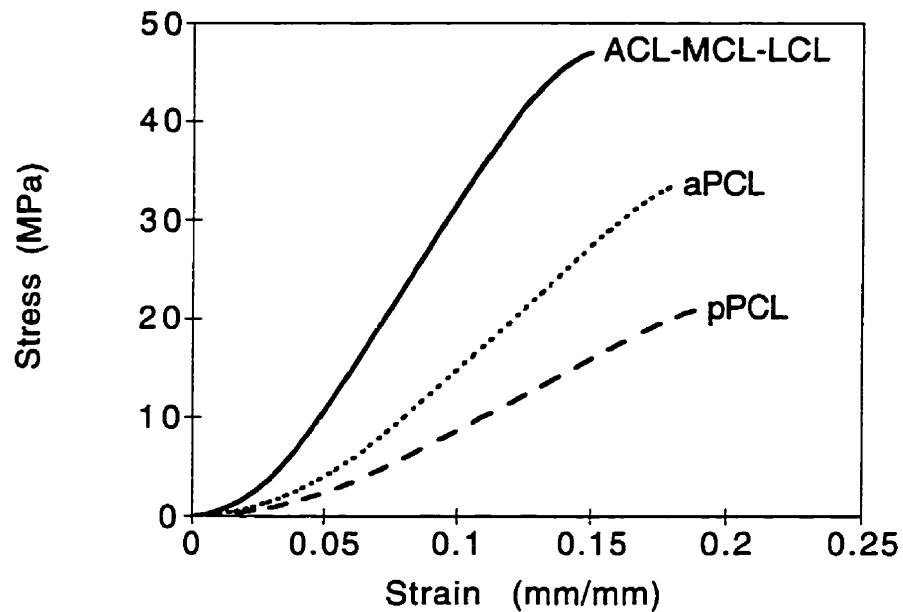
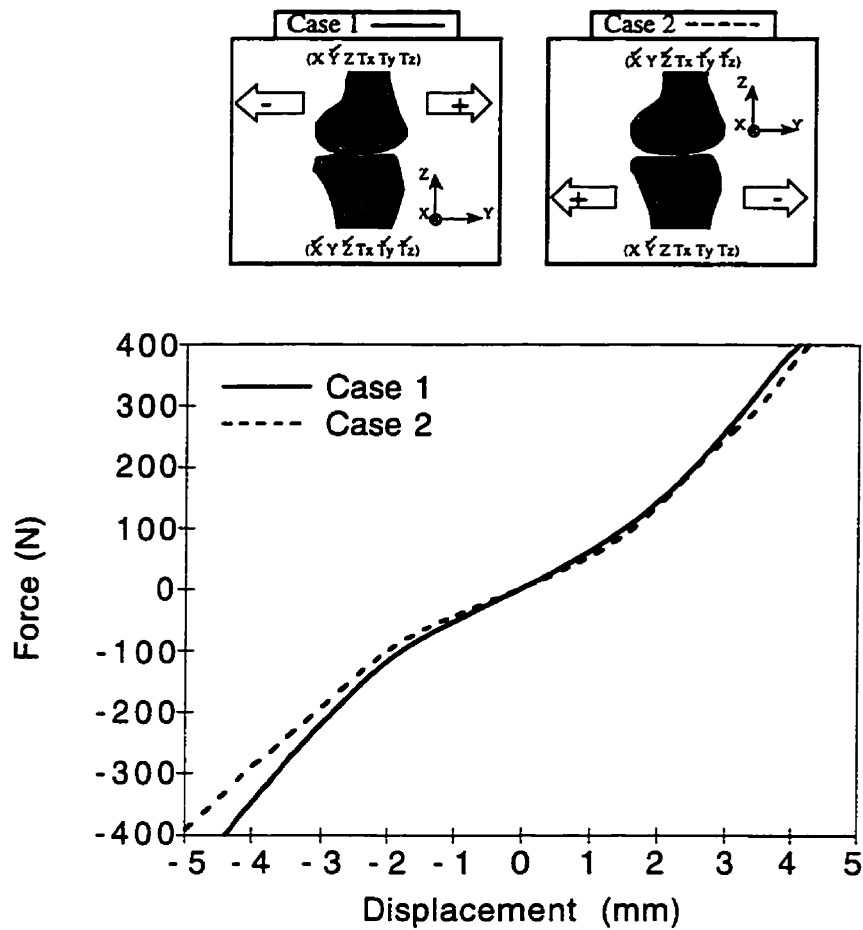
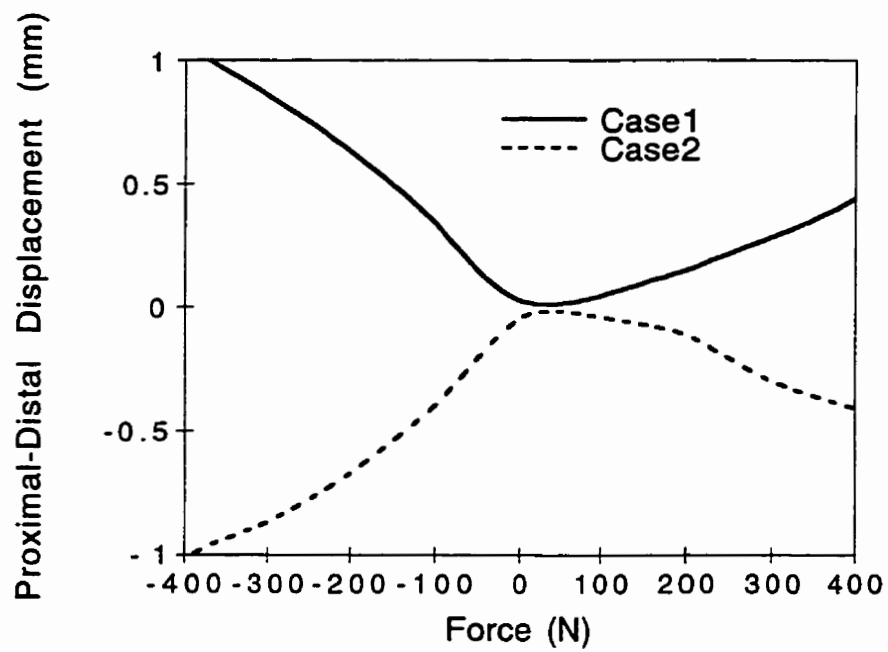


Figure 4.2: Nonlinear stress-strain curves for different ligaments (Butler et al., 1986 and Race and Amis, 1994); ACL: anterior cruciate ligament, aPCL: anterolateral bundle of the posterior cruciate ligament, pPCL: posteromedial bundle of the posterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament.



(Fig. 4.3a)

Figure 4.3: Predicted force-displacement results for two boundary cases; (a) Primary posterior-anterior displacement curves for case1 and case2, (b) Coupled proximal-Distal displacement curves for case1 and case2. Case1: force applied on the femur, the femur is constrained except in A-P displacement while the tibia is free except in A-P displacement and flexion-extension rotation; Case2: force applied on the tibia with foregoing boundary conditions reversed.



(Fig. 4.3b)

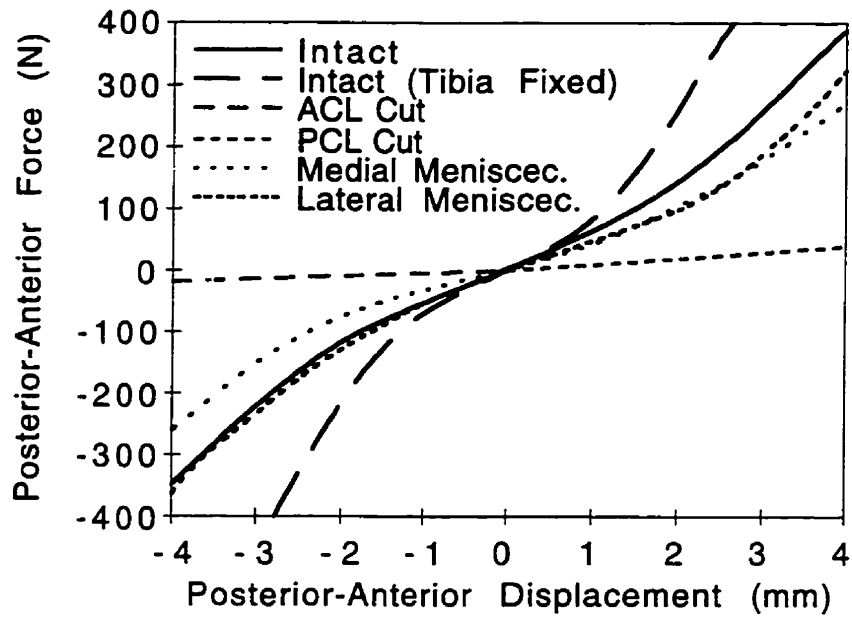


Figure 4.4: Primary displacement curves in femoral posterior-anterior forces for the intact model, intact model with the tibia completely fixed, ACL-cut and PCL-cut models and models simulating medial or lateral meniscectomy.

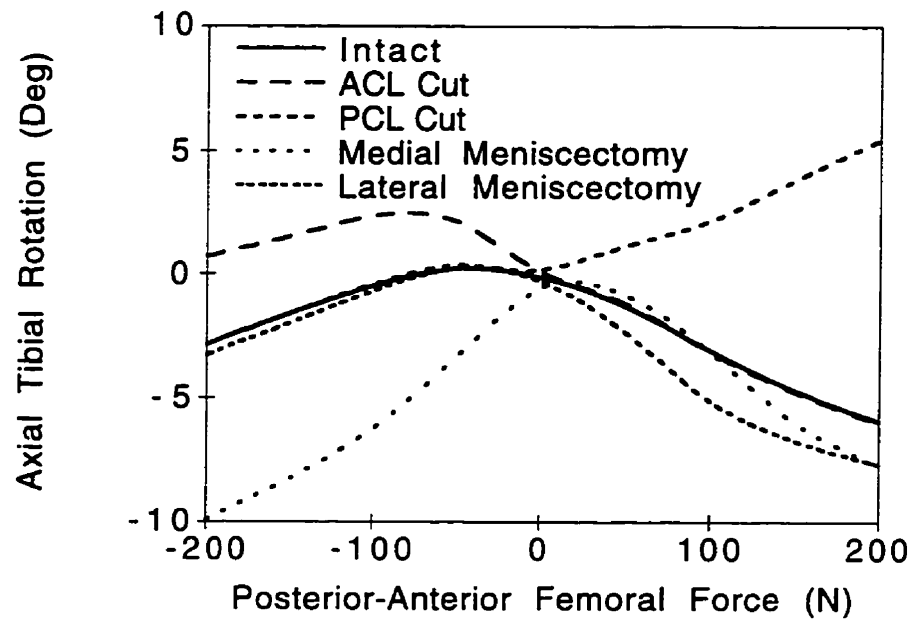


Figure 4.5: Coupled tibial axial rotation associated with applied femoral posterior-anterior forces for the intact model, ACL-cut and PCL-cut models and models simulating medial or lateral meniscectomy.

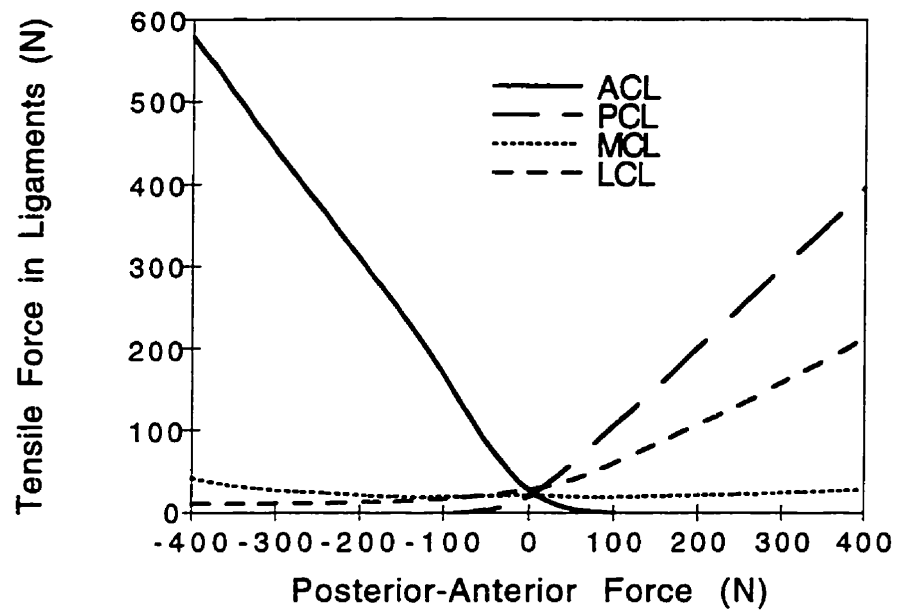


Figure 4.6: Predicted total tensile forces in ligaments of the intact joint model in femoral posterior-anterior forces.

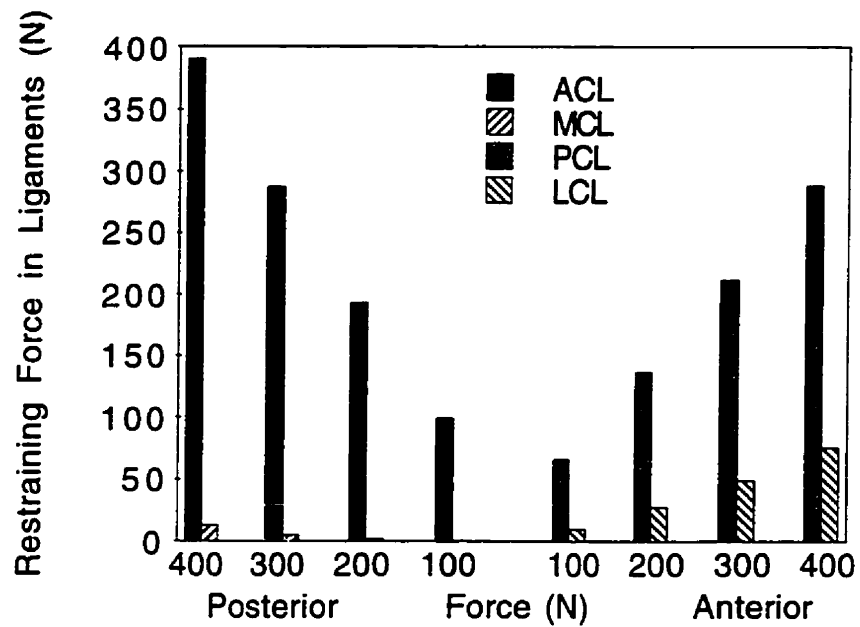


Figure 4.7: Net horizontal components of forces in ligaments in anterior-posterior direction (ie, Y direction) for different loads. These forces demonstrate the effectiveness of ligaments in directly resisting the applied horizontal forces.

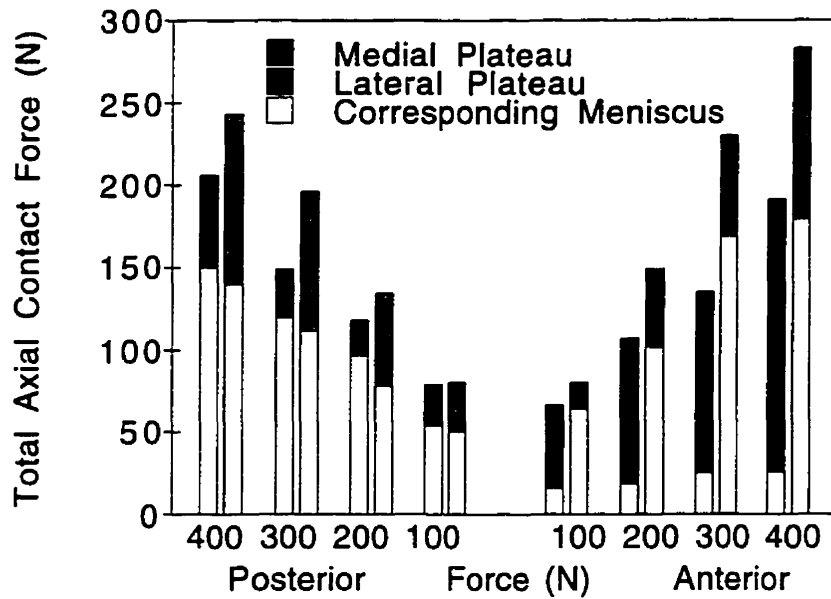


Figure 4.8: Distribution of the axial load on the medial and lateral plateaus of the intact model in femoral posterior-anterior forces. The load is presented as a total of that transferred through tibial covered (ie, via meniscus) and exposed cartilage areas. Contact forces transferred through the six potential regions of the tibiofemoral joint were computed at all load levels as a vectorial summation of contact forces at different points and were verified to almost completely equilibrate the external load as well as internal ligament forces.

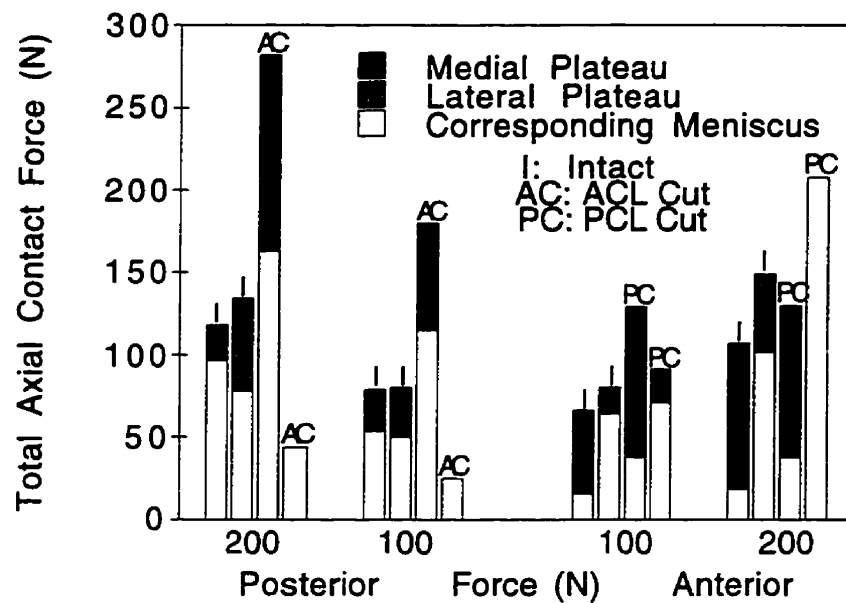


Figure 4.9: Distribution of the axial load on the medial and lateral plateaus of the ACL-cut model in femoral posterior forces and PCL-cut model in femoral anterior forces. The load is presented as a total of that transferred through covered (ie, via meniscus) and exposed cartilage areas. Results for the intact cases are presented for the sake of comparison.

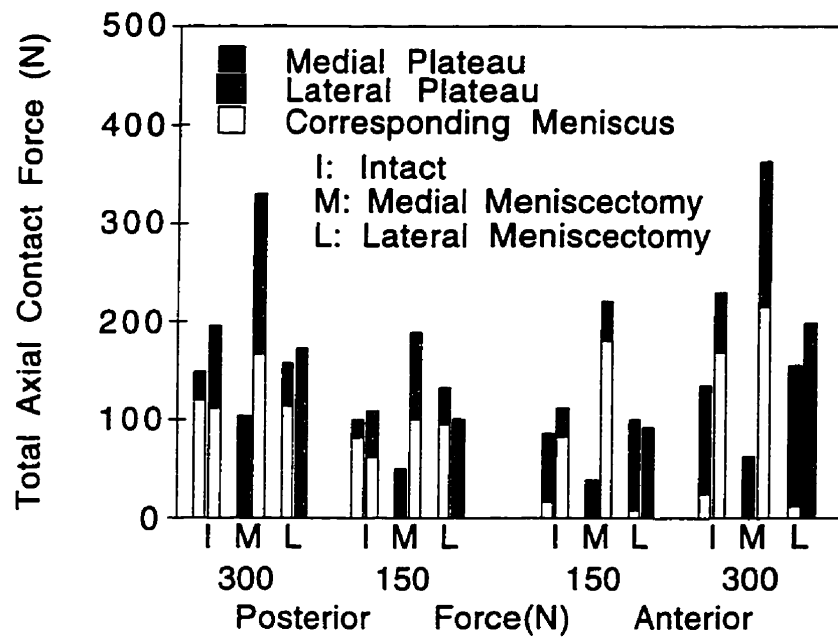


Figure 4.10: Distribution of the axial load on the medial and lateral plateaus following isolated medial and lateral meniscectomies in femoral posterior-anterior forces. The load is presented as a total of that transferred through covered (ie, via meniscus when applicable) and exposed cartilage areas. Results for the intact cases are presented for the sake of comparison.

CHAPITRE V

DISCUSSION, CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

5.1 DISCUSSION

Dans cette étude nous avons présenté un nouveau modèle d'éléments finis du genou humain. Ce modèle, basé sur une reconstruction fidèle de la géométrie des surfaces articulaires et sur une modélisation des principales structures constituant le genou, a servi à prédire la réponse élastostatique de l'articulation fémorotibiale en position d'extension complète par le biais d'analyses nonlinéaires par éléments finis dans lesquelles on a pu simuler aussi bien des chargements complexes, des conditions aux rives multiples et des déficiences et altérations variées. À ce stade, dû à un manque de données expérimentales pour les propriétés de matériaux des ligaments capsulaires et des ligaments coronaires, la modélisation de ces deux structures a été omise. Le manchon capsulaire a pour rôle de retenir les ménisques dans leurs mouvements d'expansion radiale et contribue à la rigidité de toute la structure ligamentaire lors de certains cas de chargements alors que les ligaments coronaires constituent un attachement ligamentaire fin des ménisques au tibia sur presque toute la périphérie. Les effets possibles sur nos résultats de l'absence de ces deux structures seront discutés dans ce chapitre. Il est à noter que le choix d'un matériau isotropique élastique pour les couches de cartilages et la matrice méniscale demeure approprié du moment qu'on s'intéresse à la réponse à court terme de la structure. Toute variation des propriétés des matériaux prises dans la littérature pour les couches de cartilage et matrice méniscale (E, ν) ainsi que celles caractérisant les ligaments (courbes σ -

ε et déformations initiales ε_0) peut affecter les résultats d'une manière quantitative. La géométrie reproduite varie également d'un spécimen à un autre selon le sexe et l'âge du donneur et aussi, selon le degré de dégénérescence de l'articulation. Même si on modélise l'articulation fémopatellaire, les analyses élastostatiques entreprises dans cette étude ne considèrent que l'articulation fémorotibiale en position d'extension et ne tiennent pas compte, à ce stade, de la présence de la rotule ni de l'activité musculaire qui s'y exerce par le biais du quadriceps. Les cas de chargements en compression axiale, varus-valgus et tiroir antéro-postérieur sont choisis dans le but, entre autres, de valider le modèle par une validation du choix des paramètres modélisant le contact et les propriétés de matériaux des ligaments alors que différentes conditions aux rives sont simulées pour attester des rôles et degrés d'importance des déplacements couplés dans chacun des cas étudiés. Lors des tiroirs antéro-postérieurs, des analyses additionnelles sont présentées, dans lesquelles la charge est soit appliquée au fémur avec déplacements couplés pris sur le tibia ou vice versa. Pour toutes ces analyses, utilisant la méthode de Newton-Raphson pour la résolution du système nonlinéaire, trois itérations de correction sont exécutées pour chaque incrément de charge. Un tel nombre d'itérations est paru adéquat pour assurer une convergence de la solution pour le 'pas' de calcul considéré.

Les résultats obtenus lors de cette étude touchent plusieurs aspects de la biomécanique du genou. Ils permettent, entre autres, de faire une corrélation entre la cinématique du joint et le mécanisme de transfert de charges qui en découle et aussi, entre une condition d'altération quelconque et son effet direct sur la cinématique du genou et le mécanisme de transfert de charge. Ces corrélations peuvent être utilisées, avec certaines réserves, in-vivo lors de l'analyse des causes mécaniques des blessures et traumatismes affectant le genou car l'activité musculaire au niveau du quadriceps, pour une position

d'extension complète du joint, n'influence pas les résultats d'une manière qualitative lors des cas de chargement analysés; exception faite du cas de la torsion axiale [26] où la position et l'orientation de l'axe de la rotation axiale sont affectées [65].

5.1.1 Cinématique du genou

Lors des analyses exécutées sur le modèle, les déplacements et rotations sont évalués dans un repère anatomique dont l'origine est située au centre de l'articulation près de l'épine tibiale (Fig. 5.1). Pour chacune des analyses effectuées, dépendamment des conditions aux rives choisies, le joint s'équilibre initialement sous le seul effet des déformations ou contraintes initiales prescrites dans certains ligaments (déformation initiale ϵ_0). La configuration ainsi obtenue sera choisie comme position de référence par rapport à laquelle seront évalués et discutés tous les déplacements lors de l'application subséquente des incréments de charge. Les contraintes et charges, néanmoins, tiennent compte automatiquement de cet état initial.

Du fait de l'importance des mouvements couplés sur la cinématique du genou, les forces ligamentaires et les pressions de contact, un choix judicieux des conditions aux rives pour chacune des composantes (tibia et fémur) s'impose. Un mouvement comme la rotation en varus-valgus du fémur est alors restreint lors d'une compression pure pour éviter la génération d'un moment en varus-valgus additionnel sur l'articulation. La situation idéale serait d'appliquer la compression en une position dite d'équilibre mécanique qui ne provoquerait pas de rotation en varus-valgus, cette position demeure néanmoins variable avec l'application de la charge et est donc difficilement repérable. On a préféré alors restreindre cette rotation et appliquer la compression au noeud primaire représentant le fémur. Similairement, durant l'application des charges antéro-postérieures

sur le fémur, une rotation axiale libre du fémur causerait non seulement un moment de torsion mais aussi une lecture de la laxité qui va dépendre de la position du point choisi le long de l'axe interne-externe. Pour palier à ce problème, on a préféré fixer ce degré de liberté sur le fémur et de le libérer sur le tibia ainsi. Tout en préservant la flexibilité intrinsèque du joint, la laxité antéro-postérieure du joint est correctement évaluée.

5.1.1.1 Prédictions cinématiques du modèle

Le joint dans son état sain démontre, pour tout les cas de chargement, un comportement nonlinéaire du déplacement primaire en fonction de la charge. Dans le cas de la compression axiale, ce comportement est dicté principalement par le mécanisme de contact s'établissant entre les différentes couches de cartilage et des ménisques alors que les ligaments jouent un rôle moindre. Lors des cas de chargements en varus-valgus et en tiroir antéro-postérieur, ce sont les ligaments qui dictent ce comportement nonlinéaire.

Lors d'une compression pure sur le joint, le déplacement axial du fémur par rapport au tibia est d'autant plus grand quand la rotation axiale du fémur est maintenue libre (Fig. 2.4), ceci est justifié par le fait qu'un tel mouvement couplé permet au fémur de s'orienter sous l'effet du contact qui se produit avec les ménisques et se déplace par conséquent plus dans le sens de la charge imposée.

Dans le cas de la charge en varus-valgus, la courbe présentant la rotation en fonction du moment appliqué (Fig. 3.4) démontre une rigidité plus prononcée en varus comparée à celle en valgus du fait que le condyle fémoral externe reposait initialement sur le ménisque externe et que celui-ci, plus épais, favorisait plus de flexibilité. Similairement au cas de la compression axiale, un chargement en valgus provoque une rotation primaire

qui est d'autant plus marquée quand la rotation axiale du fémur se trouve libérée. Cette augmentation est néanmoins minime dans le cas d'un chargement en varus dû au contact cartilage-cartilage prédominant comparé au contact cartilage-ménisque.

La laxité primaire antéro-postérieure était peu dépendante du fait que la charge soit appliquée sur le fémur ou bien sur le tibia (Figs 4.3a et b). La rigidités de la courbe durant un chargement antérieur ou postérieur étaient comparables avec une rigidité inférieure pour les parties initiales des courbes où le joint offre une résistance moindre à la charge (rigidité primaire). Comme dans le cas des chargements précédents, une restriction sur les mouvements couplés diminue substantiellement la laxité primaire totale, suggérant qu'en général, un mouvement couplé non restreint rend le joint plus flexible (Fig. 4.5).

En plus des déplacements primaires recensés, des mouvements couplés assez imposants sont aussi observés. C'est le cas durant un chargement en compression, où un déplacement couplé postérieur du fémur d'environ 2mm est observé à 1000N (Fig. 2.5), dû à la pente anatomique postérieure du plateau tibial causant un glissement postérieur croissant du fémur sur le tibia avec l'application de la compression. De plus, on a recensé une rotation interne du fémur de plus 2° (Fig. 2.5), dictée par les tensions développées dans le LCA ainsi que le LLI et par les forces de contact, ce qui induit un glissement postérieur beaucoup plus prononcé du ménisque interne comparé à celui du ménisque externe (Fig. 2.6). Pour le chargement en varus-valgus comme pour le tiroir antéro-postérieur, la rotation axiale constitue le mouvement couplé le plus important (Figs 3.5 et 4.4) avec des rotations interne et externe du fémur en varus et valgus respectivement et une rotation externe du tibia pour des forces antérieure et postérieure. Encore une fois, ces

mouvements couplés sont dictés par les tensions développées dans les ligaments croisés et latéraux ainsi que par les forces de contact.

Une méniscotomie bilatérale est simulée lors de l'analyse du modèle en compression. Comme effets directs sur la cinématique du joint, cette procédure drastique cause une augmentation notable du déplacement axial comparé au modèle intact surtout pour le cas où la rotation axiale du fémur n'est pas restreinte (Fig. 2.4). Les courbes force-déplacement pour le cas altéré présentent des rigidités initialement plus faibles mais avec l'application croissante de la charge et la congruence résultante des surfaces articulaires, la rigidité incrémentale augmente pour atteindre finalement un niveau comparable à celle du modèle intact (Fig. 2.4), suggérant que pour les charges élevées les couches de cartilages ont une contribution prépondérante à la rigidité axiale du système. De plus, une augmentation marquée est observée pour la rotation axiale (Fig. 2.5) due à l'absence du ménisque interne qui, par sa corne postérieure agit comme une butée de freinage et contribue ainsi à limiter la rotation fémorale interne.

Pour le cas de chargement en varus-valgus, une rupture du LLE en varus ou du LLI en valgus cause une augmentation drastique de la laxité primaire du joint surtout quand la rotation axiale du fémur est maintenue libre (Fig. 3.4). Pour chacun de ces cas, la rotation axiale couplée du fémur est grandement affectée en direction et surtout en amplitude résultant en une instabilité du joint démontrée par une rotation interne assez élevée pour des moments relativement faibles (Fig. 3.5).

Des déficiences du LCA et du LCP lors de tiroirs fémoraux postérieur et antérieur sont simulées, respectivement. Pour chacun de ces cas, l'articulation fémorotibiale devint

extrêmement flexible et ne développe que très peu de résistance à la charge imposée (Fig. 4.5). La rotation tibiale couplée est également altérée (Fig. 4.4) ce qui démontre clairement le rôle que dictent les croisés sur la cinématique du genou sain. Alors que l'ablation totale du ménisque externe n'eut que peu d'effets sur la cinématique du joint lors d'un tiroir fémoral postérieur, celle du ménisque interne causa une augmentation de la laxité et surtout une altération très marquée de la rotation couplée, soulignant l'importance de ce ménisque dans la stabilité de toute l'articulation. Par ailleurs, lors d'un tiroir antérieur, les deux procédures eurent des effets comparables sur les mouvements primaire et couplés (Figs 4.4 et 4.5).

5.1.1.2 Comparaison des résultats cinématiques avec les mesures expérimentales

Les résultats obtenus pour la cinématique du joint en compression axiale sont en bon accord avec ceux disponibles dans la littérature [4,14,67]. Les prédictions du comportement nonlinéaire du déplacement axial en fonction de la charge ainsi que l'effet d'une méniscotomie sur le déplacement axial du joint ont été observés [4,11,14,67,68]. Les difficultés rencontrées dans ce genre d'études sont principalement liées à la détermination de la position d'équilibre (position neutre) du fémur par rapport au tibia avant l'application de la charge ou lors de la reproduction du test après que la méniscotomie, l'injection des solutions ou l'entremise de films sensibles servant à cerner les surfaces de contact ait été accomplie. En ce qui concerne les déplacements couplés, à part l'étude faite par Seedhom et al. (1973) qui permet une rotation en varus-valgus de la composante fémorale lors de l'application de la charge sur le fémur et celle entreprise Ahmed et Burke (1983) lors de laquelle tout les déplacements relatifs du tibia par rapport au fémur lors de l'application sur le tibia de la charge de compression, les autres études

fixaient rigidement les composantes tibiale et fémorale aux mords de la machine de traction [4,7,10,14,67,68]. Les résultats obtenus par Seedhom et al. (1973) demeurent subjectives car l'application de la charge au bout de la composante fémorale induit un moment en varus-valgus dont l'amplitude est strictement dépendante de l'alignement tibial-fémoral du spécimen testé. Lors de l'étude de Ahmed et Burke (1983) par contre, aucune mention n'a été faite des mouvements couplés, leurs intérêt s'orientait principalement à la détermination des pressions et surfaces de contact.

En varus-valgus, les résultats obtenus sont en accord avec les mesures expérimentales [51,52,70-73]. À $\pm 15\text{N}\cdot\text{m}$, la laxité totale d'environ 7.5° se trouve bornée par le résultat de Markolf et al. (1976) qui ont obtenus la réponse la plus rigide (3.5°) pour des moments similaires appliqués manuellement au tibia avec une restriction totale des mouvements couplés du joint et le résultat de Gollehon et al. (1987), qu'est la réponse la plus flexible avec 12° en appliquant le moment sur le fémur pendant que tout les mouvements couplés sont maintenus libres sur le tibia. Hollis et al. (1991) ont obtenu une laxité comparable à la notre pour des mouvements couplés non restreints soit une valeur de $6.5^\circ \pm 1^\circ$ (valeur moyenne $\pm$ écart type) à $\pm 14\text{N}\cdot\text{m}$. Des études comme celles menées par Piziali et al. (1980) et Seering et al. (1980) ont abouti à des laxités plus prononcées à $\pm 15\text{N}\cdot\text{m}$ (11.5° et 9° , respectivement) et ce en utilisant un nombre limité de spécimens. En restreignant le déplacement interne-externe dans leurs études, le tibia s'est trouvé contraint de subir une rotation autour d'un axe fixe. Cette configuration de chargement peut influencer d'une manière notable les résultats obtenus pour la laxité comme l'avaient indiqué Rastegar et al. (1979) dans une étude précédente [82].

Les résultats des analyses de tiroirs antéro-postérieurs fémoraux sont généralement en accord avec les mesures expérimentales. Même si elles sont relativement faibles, les laxités totales d'environ 5.5mm et 9mm à $\pm 400\text{N}$ pour le modèle avec ou sans restriction sur déplacements couplés du tibia, demeurent bornées par les résultats expérimentaux. La réponse la plus rigide de 3.8mm à $\pm 200\text{N}$ est obtenue par Markolf et al. (1976) en restreignant tous les mouvements couplés alors que la plus flexible atteint 9mm à $\pm 100\text{N}$ en utilisant un montage qui permettait 4 degrés de liberté (mouvements restreints: flexion-extension et déplacement interne-externe sur le tibia). Le joint se trouve contraint d'avoir une rotation axiale couplée autour de son axe fixe [77]. La diminution d'environ 35% dans la laxité totale obtenue lors de notre étude à la suite d'une restriction des mouvements couplés sur le tibia est en bon accord avec le résultat de Fukubayashi et al. (1982) qui ont prédit une baisse de 30% dans la laxité quand la rotation axiale du tibia a été restreinte [77]. En général, la laxité du genou est d'autant plus faible si le nombre de restrictions imposées aux mouvements couplés du joint est élevé et vice versa.

Parmi les mouvements couplés observés lors d'un chargement en tiroir antéro-postérieur, la rotation axiale est de loin le mouvement le plus important avec une rotation externe d'environ 8deg et 10deg pour des forces postérieures et antérieures de 400N, respectivement. Tandis que cette observation ait été corroborée par les mesures expérimentales [66,72,77,78] lors d'un tiroir tibial postérieur (équivalent à un tiroir fémoral antérieur), il n'en fut pas de même pour la rotation axiale externe lors du tiroir fémoral postérieur qui va à l'encontre des résultats expérimentaux in-vitro prédisant une rotation interne du tibia avec l'application du tiroir tibial antérieur [71,77,79]. Les restrictions sur les mouvements couplés de l'articulation, sa configuration initiale et la position de la charge par rapport à son axe de rotation sont des paramètres qui peuvent

affecter la rotation axiale du tibia en amplitude et direction. À titre d'exemple, l'ajout du déplacement interne-externe, au préalable fixé lors des études précédentes [77,79] a modifié d'une manière significative les résultats obtenus pour la rotation axiale [72,80]. Ce déplacement d'environ 2mm [80], a diminué considérablement la valeur moyenne de la rotation interne avec des spécimens qui, en accord avec nos résultats, ont montré une tendance opposée (rotation axiale externe).

5.1.2 Mécanisme de transfert de charge

Due aux tensions initiales dans certains ligaments, une compression préliminaire existe au sein de l'articulation. En présence de cette condition initiale, le cas de chargement considéré est alors appliqué en incréments croissants jusqu'à atteindre sa valeur maximale. Lors d'une compression pure, du fait des mouvements couplés, la tension change dans certains ligaments causant une compression totale sur le joint supérieure à celle appliquée alors que pour les cas de chargements en varus-valgus et tiroirs antéro-postérieurs, la compression résulte uniquement de la tension développée dans certains ligaments afin de s'opposer aux charges imposées.

5.1.2.1 Prédictions cinétiques du modèle

- Forces et pressions de contact

Une compression axiale appliquée sur le joint est transmise presque équitablement entre les deux plateaus quand la rotation axiale du fémur est bloquée alors qu'une rotation interne du fémur obtenue dans le cas contraire favorise plutôt le plateau externe. Il est vrai qu'une libération de la rotation en varus-valgus serait plus appropriée quant à la détermination de la position d'équilibre finale et des rapports de charge transmis par chacun des plateaus, néanmoins, une telle condition devrait être appliquée sur le tibia

car son application sur le fémur induirait, comme cité ci-haut, un moment en varus-valgus si la charge de compression se trouve décalée de l'axe de rotation en varus-valgus.

La contribution de chacun des ménisques est évaluée pour chaque incrément de charge comme étant le rapport de la composante axiale de la force de contact agissant sur la surface proximale de chacun des ménisques à celle agissant sur tout le plateau tibial correspondant. Ce rapport donne une estimation précise de la charge qui passe à travers les ménisques et ce, indépendamment de leurs mouvements relatifs par rapport aux plateaus. Initialement, aucun contact entre cartilage fémoral et tibial n'était observé sur le côté externe de l'articulation, le fémur repose alors entièrement sur le ménisque externe. Un comportement similaire a été observé dans neuf des douze spécimens testés en compression par Walker et Erkman (1975). Sur le côté interne, le contact s'opère plutôt dans les zones exposées du cartilage avec peu de contact observé entre cartilage et ménisque. Le mouvement d'expansion radiale du ménisque externe le désavantageait par rapport au ménisque interne qui, due aux mouvements de translation postérieure et de rotation interne du fémur voit sa contribution augmentée par rapport à son état d'équilibre initial.

Les contraintes induites sur le plateau tibial par un tel chargement sont obtenues au centre de chaque élément solide. Le calcul subséquent des contraintes principales nous indique que la contrainte normale maximale est en compression et est orientée approximativement dans une direction perpendiculaire à la facette externe de l'élément en question. À part de petites zones sur la périphérie du cartilage tibial où les contraintes principales étaient en faible tension (inférieures à 150KPa), le cartilage tibial a démontré un comportement prédominant en compression. La restriction sur la rotation interne du fémur

quand à elle n'a eu qu'un effet qualitatif sur la distribution des contraintes principales qui pour chacun des cas montrait des pics localisés plutôt dans la zone exposée du cartilage. Ces contraintes diminuent d'intensité au fur et à mesure que l'on s'éloigne de cette zone jusqu'à atteindre la zone couverte et deviennent parfois en tension sur les abords du cartilage. Une telle distribution, en plus d'être en accord avec la répartition des charges en compression entre les zones exposées et couvertes du cartilage, montre clairement à quel point la présence du ménisque peut contribuer à l'uniformisation des contraintes au sein de la couche de cartilage.

L'ablation bilatérale des ménisques influence peu l'amplitude totale de la force de compression agissant sur l'articulation mais cause, cependant, une altération marquée dans la répartition de cette charge entre les deux plateaux. À la suite d'une telle procédure, similairement au cas intact, une rotation axiale libre pénaliserait le plateau externe qui voit sa contribution augmenter grâce aux deux mouvements couplés du fémur; déplacement postérieur et rotation axiale interne. L'absence du ménisque externe relativement épais induit par ailleurs une diminution marquée de la contribution de tout le plateau externe. En ce qui concerne les contraintes principales dans le cartilage tibial, la tendance d'un comportement principalement en compression persiste sauf que les contraintes maximales sont sensiblement plus grandes avec une distribution qui présente des gradients de contraintes plus élevés (sauts brusques) au sein du tissu (Fig. 3.9).

Le chargement en varus ou en valgus est analogue à une compression s'appliquant sur un compartiment à la fois. Un varus induit un contact sur le plateau tibial interne alors que le valgus favorise le plateau externe. Des moments d'environ 0.5N-m ont été suffisants pour provoquer la séparation des surfaces articulaires sur les côtés externe

ou interne, respectivement. Une application croissante de moments en varus résulte en une compression de plus en plus imposante sur les surfaces articulaires internes due aux tensions développées dans le LLE et dans le LCA. Le ménisque interne supporte alors une fraction de la charge de compression qui agit sur le plateau interne. Cette fraction est plus élevée si la rotation axiale couplée du fémur est restreinte. Dans le cas contraire, la rotation interne induite a permis un dégagement partiel du ménisque interne initialement en contact à travers sa zone centrale (Figs 3.7a-b). Lors d'un chargement en valgus, la compression est due aux tensions développées dans le LLI, LCA et LCP. Similairement, la fraction de la charge supportée par le ménisque est plus élevée si la rotation axiale couplée du fémur est restreinte (Figs 3.8a-b). Le ménisque externe relativement plus épais reçoit alors toute la charge qui comprime le plateau externe et ce pour des moments allant jusqu'à 1.5N-m ou 5N-m, valeurs à partir desquelles s'initient des contacts cartilage-cartilage, pour les cas simulant une rotation axiale fixe ou libre, respectivement. L'expansion radiale du ménisque externe plus mobile le rend inapte, à partir d'une certaine valeur du moment appliqué, à supporter une portion croissante de la charge.

Les contraintes principales induites par un chargement en varus ou en valgus sont majoritairement en compression, orientées approximativement dans des directions normales aux surfaces de cartilage tibial interne ou externe, respectivement. En varus, la distribution des contraintes est peu influencée par le blocage de la rotation axiale alors qu'en valgus cette distribution se trouve affectée d'une manière quantitative avec une augmentation de près de 50% de sa valeur maximale (Figs 3.9a-b). Ces observations sont soutenues par les résultats de la répartition des charges compressives sur chacune des zones du cartilage (exposée et couverte) ainsi que par la cinématique du joint y compris le mouvement de rotation axiale.

La distribution de contraintes est grandement altérée par la section du LLE en varus ou LLI en valgus. La localisation et grandeur des contraintes maximales est corroboré par les résultats obtenus pour la rotation axiale couplée du fémur ainsi que les charges de compression transmises à travers le cartilage tibial. Ces valeurs maximales, amplifiées au moins par un facteur de deux, affectent les ménisques et les zones de cartilages couvertes avec une sollicitation particulièrement élevée des parties centrale et postérieure du ménisque interne en varus et des parties centrale et antérieure du ménisque externe en valgus (Figs 3.10a-b).

Lors de l'application sur le fémur de charges horizontales antérieures ou postérieures, le LCP ou le LCA, respectivement se trouve de plus en plus tendu causant un déplacement proximal tibial, donc une compression de plus en plus accrue sur les plateaus qui se trouve partagée presque équitablement durant un tiroir fémoral postérieur avec une contribution assez marquée de chacun des ménisques. Lors d'un tiroir antérieur, le plateau externe se trouve plus chargé. Le ménisque externe, plus épais dans sa portion antérieure, est alors plus sollicité que le ménisque interne, qui, dû à sa forme en C allongé, mince dans sa partie antérieure, voit sa contribution diminuer considérablement (Fig. 4.8). Quand les mouvements couplés du tibia sont restreints, pour les charges antérieures comme pour les charges postérieures, seules quelques zones de contact sont recensées sur les surfaces proximales des ménisques et aucune occurrence de contact n'est observée sur les zones exposées des cartilages. L'absence, entre autres, du mouvement d'attraction-répulsion (proximal-distal) entre les deux composantes osseuses est la cause principale de cet état d'équilibre ne sollicitant que les structures ligamentaires.

L'excision du LCA lors du tiroir fémoral postérieur surcharge le plateau interne de l'articulation et plus particulièrement la partie postérieure du ménisque interne dû à la flexibilité accrue du joint et le mouvement d'attraction entre les deux composantes osseuses qui favorisent un contact plus marqué sur cette zone du ménisque interne (Fig. 4.9). D'un autre côté, seule la méniscotomie interne causait une grande altération non pas à la charge totale de compression induite mais plutôt à la répartition de cette charge entre les plateaus (Fig. 4.10). Curieusement, lors d'un tiroir fémoral antérieur, l'absence du ménisque interne plus mince dans sa partie antérieure eut des effets similaires sinon plus marqués sur la répartition des charges que lors du tiroir postérieur avec l'absence de la partie postérieure épaisse du ménisque. Du fait qu'elle ne générât pas de changements notables dans la cinématique de l'articulation, l'ablation du ménisque externe causa peu d'altérations au mécanisme de transfert de charge. Nous avons analysé la distribution des contraintes principales dans la couche de cartilage tibial pour les cas de chargements qui causent le plus de compression sur le plateau. Ainsi les cas d'un tiroir fémoral postérieur avec LCA coupé et d'un tiroir antérieur avec ménisque interne excisé ont été choisis (Figs 5.2a-b et 5.3a-b). Du fait de la présence de mouvements antéro-postérieurs élevés, les contraintes principales calculées ne sont plus orientées normalement à la surface du cartilage. Un cisaillement maximal non négligeable est alors observé surtout dans le premier cas de chargement, caractérisé par une laxité postérieure plus importante et des compressions plus élevées (Fig. 5.2b). Il est à noter que la charge transmise à travers la zone exposée du cartilage interne est concentrée postérieurement et près de l'épine tibiale et ce dû aux déplacement primaire postérieur du fémur et au déplacement couplé interne du tibia sous l'effet de la force de tension développée dans le pLCP, causant ainsi une augmentation notable de la contrainte principale en compression et une élévation marquée des gradients de contraintes (Fig. 5.2a). D'un autre côté, l'excision du ménisque interne

lors d'un tiroir antérieur surcharge pareillement le plateau externe mais ne provoque pas autant d'effets sur les contraintes principales en compression et sur le cisaillement maximal (Figs 5.3a-b) car la laxité et la rotation couplée qui en résultent ne sont pas fortement affectées par cette procédure en comparaison avec le cas intact.

- Rôles des ligaments et des ménisques

Dans le cas de la compression axiale pure, les ligaments qui, initialement tendus perdent peu à peu de leurs tensions avec le déplacement axiale de l'os fémoral, à l'exception du LCA et LLI qui voient leurs contributions augmentées grâce aux mouvements couplés. Cette contribution ligamentaire demeure minime devant celle des ménisques qui jouent un rôle prépondérant dans le mécanisme de transfert de la charge en agissant comme un matériau de rembourrage 'space filling material', néanmoins, l'absence de la modélisation du manchon capsulaire qui retient les ménisques ainsi que des attaches tibiales des ménisques (ligaments coronaires), nous porte à croire que notre évaluation de la contribution des ménisques demeure inférieure à leur contribution réelle. La charge supportée par les ménisques était responsable d'un état de déformation dans les fibres de collagène renforçant la matrice méniscale pouvant atteindre, pour la charge de 1000N, 7.5% pour des fibres radiales de la zone postérieure du ménisque interne et 4.5% pour ceux de la zone antérieure du ménisque externe qui sont les zones qui transmettent la majeure partie de la portion de la charge en compression qui passe à travers les ménisques.

En varus-valgus, avantagés par leurs emplacements anatomiques respectifs, les ligaments latéraux sont les éléments les mieux placés (structures primaires) à résister aux moments appliqués, suivis des ligaments croisés (structures secondaires) (Figs 3.6a-c). Les tensions qui se développent ainsi dans l'un des latéraux et dans les croisés contribuent

à comprimer les surfaces articulaires en contact sur l'un ou l'autre des plateaus. Quand l'un des ligaments latéraux est sévèrement lésé, le moment appliqué est alors résisté par les croisés, qui, pour compenser un emplacement anatomique qui les défavorise (bras de levier petit), développent des tensions sensiblement élevées (Figs 3.6b-c). Le plateau en contact subit alors une compression accrue dont une partie considérable se transmet par l'intermédiaire des ménisques résultant en des contraintes assez élevées dans les fibres de collagène, plus particulièrement en varus, dans la zone postérieure du ménisque interne.

Lors d'un tiroir postéro-antérieur, Les ligaments croisés et latéraux sont les structures primaires et secondaires à résister ce chargement, respectivement. Le rôle primaire ou secondaire d'un ligament lors d'un tel chargement est imputable, principalement, à l'inclinaison ou verticalité du ligament en question. Le LCA, incliné favorablement lors d'un tiroir fémoral postérieur, développe une tension de plus en plus grande pour résister le tiroir grandissant (Fig. 4.6). Dans le cas de mouvements couplés non restreints du tibia, la rotation externe et déplacement proximal du tibia permettent un rapprochement entre les sites d'insertion du ligament et donc un certain relâchement dans la tension ligamentaire, justifiant ainsi l'obtention d'une laxité primaire plus élevée pour ce cas comparé à celui où les mouvements couplés du tibia étaient restreints (Fig. 4.5). La même observation et justification sont faites lors du tiroir fémoral antérieur impliquant cette fois-ci le LCP. La contribution de chaque ligament primaire ou secondaire est pour la première fois évaluée lors de cette étude comme étant le produit scalaire du vecteur force extérieure appliqué sur le joint par le vecteur tension ligamentaire développée dans le ligament considéré. Il est vrai que l'absence dans notre modélisation de la capsule ligamentaire résulte en une surévaluation de la contribution des ligaments primaires lors des tiroirs antérieurs ou postérieurs.

5.1.2.2 Comparaison des résultats cinétiques avec les mesures expérimentales

La majorité des études expérimentales entreprises sur des spécimens de genou en compression se sont intéressé principalement au mécanisme de transfert de charge à travers l'articulation dans le but de mieux cerner la contribution des ménisques ainsi que les répercussions que peut avoir une méniscotomie partielle ou totale sur les surfaces de contact et la distribution des charges et pressions sur le cartilage tibial. Cette tâche difficile a été entreprise en utilisant plusieurs approches et techniques résultant en une grande variabilité dans les mesures [4,5,7,8,10,14,68,69]. Les techniques de moulage, films sensibles et capteurs de pression conventionnels [5,7,8,14] sont les plus utilisés. Les résultats obtenus pour la pression maximale de contact sur l'articulation fémorotibiale de l'ordre de 3MPa pour une compression de 1000N corroborent nos prédictions pour les contraintes principales dans le cartilage. L'étude entreprise par Ahmed et Burke (1983) est la plus fiable du fait qu'elle utilise une technique de micro-indentation d'un capteur de pression en plastique de 0.05mm d'épaisseur, beaucoup plus mince que le capteur conventionnel de pression ou piézorésistant (0.75mm et 0.4mm d'épaisseur, respectivement) tous deux utilisés lors d'études similaires [14,8]. L'étude de Ahmed et Burke (1983) n'impose aucune restriction sur les mouvements relatifs d'une composante osseuse par rapport à l'autre. Une pression de contact maximale variant entre 2.07MPa et 2.75MPa pour les spécimens en extension sous une charge de 890N est alors indiquée sur l'indenteur. Comme c'est le cas dans notre étude, la contribution totale des ménisques diminue avec l'application croissante de la charge mais demeure néanmoins supérieure à 50% de la charge totale de compression à 1335N. La valeur de cette contribution est basée principalement sur une estimation des forces transmises à travers les zones exposée et couverte du cartilage à partir des distributions de pression et surfaces de contact. Il est à

noter que les zones couverte et exposée sont définies à partir de la configuration initiale (non-déformée) des ménisques. De ce fait, la charge attribuée aux ménisques se trouve surévaluée à cause que la zone couverte de cartilage diminue avec l'expansion radiale des ménisques. Lors de l'évaluation de la contribution méniscale, une erreur inhérente peut donc être commise dont l'amplitude peut parfois être substantielle, c'est le cas par exemple des études qui évaluent la contribution des ménisques par une simple soustraction des courbes représentant la force appliquée en fonction du déplacement induit et ce pour le spécimen avant et après la pratique d'une méniscotomie totale [67,68,69].

La contribution des ligaments à résister aux chargements en varus-valgus ou en tiroirs antéro-postérieurs a été évaluée en utilisant une technique de dissection sélective des ligaments dans un ordre bien choisi. Deux approches sont dès lors adoptées par les chercheurs basées sur l'évaluation de la flexibilité ou de la rigidité de l'articulation avant et après chaque séquence d'excision ligamentaire. Dans la première approche [52,70-72,77-80,85-88], une charge est appliquée sur le tibia d'un genou intact et le déplacement résultant enregistré, un ligament est ensuite excisé et la réduction dans la charge qui est nécessaire pour reproduire un déplacement représente alors la contribution du ligament manquant. Une limitation de cette approche réside dans le fait que l'accroissement dans la laxité est étroitement lié avec l'ordre dans lequel les ligaments sont sectionnés. La deuxième approche [51,66,73,81-84] consiste par contre à appliquer un déplacement contrôlé tout en mesurant la charge de rétention sur le spécimen. Après qu'un ligament ait été sectionné, le même déplacement est rappliqué et la contribution ligamentaire évaluée par la réduction de la charge de rétention mesurée suite à cette rupture. Même si l'évaluation ainsi faite est indépendante de l'ordre de coupure des ligaments choisi, elle demeure peu précise si les mouvements couplés présents sont importants.

Comme on l'avait anticipé, la contribution d'environ 70% à 400N obtenue pour le LCP est plus élevée que celles qui ont été rapportées récemment dans la littérature [66,86] car elle inclue indirectement la contribution des ligaments capsulaires manquant lors de cette modélisation. En effet Race et Amis (1996) ont rapporté une contribution totale des faisceaux antéro-externe et postéro-interne du LCP environnant 33% et 35% lors de déplacements postérieurs imposés au tibia de 4mm et 6mm, respectivement. Alors que Markolf et al. (1996) ont mesuré une force d'environ 16N pour une charge de 100N appliquée postérieurement sur le tibia, ce qui représente, compte tenu de l'inclinaison du ligament, une contribution encore plus faible que 16%. Il est à noter que Markolf et al. (1996) ne permettent pas le mouvement couplé interne-externe du tibia lors du chargement. Par contre, Race et Amis (1996) n'imposent aucune restriction sur le mouvement tibial mais en contre partie, du fait que cette étude est basée sur l'évaluation de la rigidité du système avec et sans le LCP, la contribution attribuée à chaque faisceaux peut être entachée d'erreurs si les mouvements couplés sont significatifs.

Lors du tiroir fémoral postérieur, là où la contribution des ligaments capsulaires n'est pas aussi importante que le cas précédent, le LCA résiste presque la totalité de la charge ce qui est en accord avec les mesures expérimentales qui lui accordent environ 86% pour un déplacement de 5mm à un angle de flexion de 30° [84]. La force développée par le ligament lui même de 172N pour une force fémorale postérieure de 100N se compare favorablement avec la valeur moyenne d'environ 150N obtenue pour 14 spécimens testés à une charge tibiale antérieure identique [85].

Lors d'un chargement en varus-valgus, pour une position d'extension du joint, les structures capsulaires procurent en moyenne 25.2% du moment nécessaire à résister

une ouverture de l'articulation en valgus de 5mm [83]. Cette contribution est plus faible en varus (17.2%) [83]. Ceci nous rend confiant dans les résultats obtenus lors de ce type de chargements même en l'absence des capsules. De plus, la comparaison de nos résultats obtenus pour les forces dans les ligaments croisés avec ceux de Markolf et collaborateurs dans plusieurs de leurs études est assez concluante. En varus, une force moyenne dans le LCA de 100N est obtenue pour un moment de 10N-m et des valeurs allant de 105N-125N pour un moment de 15N-m alors qu'en valgus ces forces sont d'environ 60N pour 10N-m et atteignent 70N à 80N pour 15N-m [52,85,87,88]. Pour le LCP, les forces sont minimales en varus (10N) pour des moments similaires et atteignent 35N pour un moment valgus de 15N-m [52,86,88]. Nos résultats corroborent également les observations voulant que le LCA devient aussi active que le LLI à s'opposer aux moments en valgus quand les mouvements couplés du tibia, et particulièrement la rotation axiale et le déplacement interne-externe, sont libres [3].

On a comparé nos résultats en terme de déformations obtenues pour différentes fibres du LLI avec des mesures par jauge de déformation faites par Hull et al. (1996) dans quatre emplacements différents de la zone antérieure du ligament. En anticipant que la zone antérieure du ligament est plus sollicitée lors d'un chargement par moment en valgus, Hull et al. (1996) ont obtenus des déformations allant de 1.8% à 3.5% pour un moment de 20N-m. À part le fait que les déformations obtenues lors de notre étude à 15N-m (3.2% à 3.8% dans pareils emplacements) sont du même ordre de grandeurs que celles publiées par Hull et al. (1996), les fibres postérieures se sont avérées, néanmoins plus sollicitées (5.8%). Ceci se justifie peut être par le fait qu'en position d'extension, déjà, c'est cette partie du ligament qui est la plus tendue [74].

5.1.3 Implications cliniques

L'incidence des processus dégénératifs s'opérant à travers l'articulation fémorotibiale a toujours été un souci majeur pour les cliniciens surtout depuis que les conséquences néfastes de la méniscotomie se sont fait de plus en plus évidentes. L'analyse détaillée du processus de transfert de charge à travers l'articulation du genou fut alors adoptée par plusieurs chercheurs pour mieux justifier cette observation. Les conséquences de la concentration des contraintes et des gradients élevés de contraintes sont observés sur le cartilage à la suite d'une ablation totale des ménisques, chez les sujets obèses ou ceux exerçant des métiers ou activités sportives spécifiques (maçons, mineurs ou footballeurs). À l'échelle microscopique, les zones de cartilage présentant un pic de pression sont à haut risque de développer une dégénérescence à cause qu'une telle pression expulse le film de fluide destiné à lubrifier les surfaces de contact ce qui résulte en une concentration de contraintes au niveau des aspérités suivi d'une abrasion localisée du cartilage [23,27].

La laxité ligamentaire excessive due à la rupture partielle ou totale d'un ligament est responsable de plusieurs symptômes comme la douleur et le déroboement qu'est la défaillance subite du contrôle statique du genou suivie d'un déséquilibre et parfois même d'une chute, le patient a l'impression que son genou se déboîte ou lâche [74]. Une autre conséquence de la laxité excessive est l'augmentation de la charge de compression totale appliquée au joint, résultant en une concentration des contraintes pouvant causer à long terme une dégénérescence du cartilage. Cette observation a été faite par Jacobsen (1977) qui a étudié l'impact d'une laxité anormale du joint provoquée par une rupture du LCA sur l'intégrité du cartilage.

Fermement attaché à la partie profonde du LLI et peu mobile, le ménisque interne, est atteint de lésions beaucoup plus souvent que le ménisque externe. On rapporte une fréquence de 70% à 75% pour le ménisque interne et 25% à 30% pour le ménisque externe [74]. La rupture longitudinale qui s'initie dans la partie postérieure du ménisque interne est de loin la plus répandue aboutissant souvent à une lésion dite en 'anse de sceau' [59,74]. Nous avons montré que les fibres de collagène étaient fortement sollicitées dans plusieurs cas de chargement y compris le cas de chargement en rotation interne fémorale [26]. Cette zone du ménisque est du même fait exposée à un risque accru de développer des fissures longitudinales profondes vu que le tissu présente une prédominance de fibres de collagène dans la direction circonférencielle seulement. Les tests mécaniques ont par ailleurs montré une fragilité constitutionnelle plus grande pour le ménisque interne [74], particulièrement dans sa partie postérieure. Un spécimen radial de ménisque interne prélevé dans la zone profonde de la partie postérieure s'est avéré beaucoup moins résistant que les spécimens prélevés dans les autres régions avec une contrainte maximale à la rupture de 0.81MPa, sensiblement plus faible que les valeurs moyennes de 2.66MPa et 3.27MPa obtenues pour les ménisques interne et externe, respectivement [62].

Même si le LCA est assez résistant et se rompt à une charge maximale moyenne de 734N chez les sujets âgés (au delà de 47 ans) et 1730N chez les jeunes [76], les forces développées dans le LCA lors d'un chargement en tiroir fémoral postérieur ou encore en varus-valgus avec déficience de l'un des ligaments latéraux peut causer un sérieux handicap au LCA chez une population âgée surtout quand d'autres modes de chargements sont présent tels une rotation fémorale externe avec un tiroir fémoral postérieur ou le tiroir postérieur combiné avec un varus [26,85].

5.2 CONCLUSIONS

Les conclusions tirées de ce travail de recherche sont présentées ci-dessous pour les deux principales parties concernant la reconstruction de la géométrie et du maillage et la partie analyse par éléments finis.

5.2.1 Reconstruction de la géométrie et du maillage

L'emploi d'une technique de tomographie assistée par ordinateur conjointement avec la modélisation de structures par éléments finis s'est avéré efficace pour le développement de modèles détaillés de structures biologiques complexes telles que le genou humain.

Subséquent à une acquisition d'images tomographiques d'un spécimen de genou, un traitement des images suivi d'une reconstruction des composantes osseuses du genou ont été entreprises. On a opté, ensuite pour une numérisation directe des surfaces articulaires (cartilages et ménisques) du fait que celles-ci étaient difficilement détectable à l'aide du premier procédé. Une technique simple pour la mesure de l'épaisseur du cartilage en divers emplacements a été adoptée et ces mesures, ont finalement servi à la génération analytique de surfaces articulaires ainsi que des surfaces profondes des couches de cartilage. La structure a été ensuite discrétisée menant à un maillage relativement raffiné pour l'analyse. Des points de repère ont été également utilisés pour chacune des composantes (fémur, tibia et rotule) pour permettre des transformations de coordonnées à partir de leurs systèmes de repères respectifs à un système de repères anatomique lié au spécimen. Et finalement, un choix judicieux des propriétés de matériaux parmi les données disponibles dans la littérature a été fait.

Le choix d'une représentation par un matériau isotropique des couches de cartilage et de la matrice méniscale est parfaitement justifiable lors d'analyses élastostatiques sur le modèle s'intéressant particulièrement à la réponse à court terme du système alors que le choix d'une représentation rigide pour les structures osseuses est avantageux du fait qu'il permet une économie substantielle sur le temps de calcul tout en préservant la précision requise. Le degré de raffinement du maillage s'avère adéquat pour les objectifs de la présente étude alors que le choix de plusieurs éléments uniaxiaux pour la modélisation d'un même ligament s'est avéré nécessaire pour tenir compte de la variabilité dans l'orientation de chacun de ses faisceaux.

Plusieurs paramètres dont le type et nombre d'éléments à être utilisés pour chacune des structures modélisées sont laissés au libre choix de l'analyste. Pour les ménisques, l'utilisateur peut également choisir le nombre d'éléments à être utilisés le long des directions privilégiées radiale, circonférencielle et axiale (à travers l'épaisseur du ménisque). Ceci constitue sans doute un important pas pour s'acheminer finalement à une paramétrisation des modèles de genou qui sera probablement d'un grand apport lors de la génération de maillages personnalisés de genoux de patients par une injection systématique de données anatomiques spécifiques dans les procédures de génération de maillages existantes.

5.2.2 Analyses par éléments finis

En plus d'avoir servi à valider le modèle soumis à des chargements variés, les analyses par éléments finis qui ont suivi nous ont permis de tirer les conclusions suivantes:

- La compression axiale sollicite peu les ligaments du genou dans sa position d'extension. La contribution la plus marquée demeure celle du LCA qui tend à limiter le glissement postérieur du fémur sur le plateau tibial caractérisé par une inclinaison anatomique postérieure. Les ménisques contribuent également au processus de transfert de charge en subissant une partie de la compression appliquée sur le joint. La partie postérieure du ménisque interne se trouve alors plus sollicitée car elle agit de plus comme une butée et freine la rotation axiale interne du fémur. L'absence, dans cette étude, des capsules ligamentaires, qui contribuent à la rétention radiale des ménisques, et des ligaments coronaires, qui prodiguent une fixation supplémentaire des ménisques sur le tibia, nous porte à croire que la contribution des ménisques au mécanisme de support de la charge est calculée par défaut. Si ces composantes sont plus ou moins lâches initialement, elles auraient peu d'influence sur les résultats en compression car l'expansion radiale observée est généralement petite (valeur maximale de 2mm à 1000N). Le rôle des ménisques à limiter les laxités du joint, à répartir les chargements de compression uniformément sur le cartilage et par le même fait à réduire les contraintes et les gradients de contraintes, a été noté par une simple comparaison des résultats avant et après l'ablation totale des ménisques.

- Durant un chargement en varus-valgus, les ligaments latéraux se sont avérés les principales structures à résister le moment dû à leurs emplacements anatomiques avantageux. Le pivot de l'articulation, les ligaments croisés, viennent en second ordre avec une contribution moindre due à un emplacement relativement proche de l'axe de rotation en varus-valgus. Si l'un des latéraux est atteint, les croisés deviennent fortement sollicités et développent alors des tensions assez élevées pénalisant par le même fait le

plateau impliqué en y appliquant une compression accrue résistée conjointement par le cartilage et le ménisque.

- Lors d'un tiroir antéro-postérieur, les ligaments croisés constituent les structures primaires à s'opposer à la charge appliquée. Ce rôle primaire est justifié par une inclinaison anatomique de chacun des ligaments qui les avantage par rapport aux latéraux. La contribution du LCP peut être débattue vue l'absence dans le modèle des capsules ligamentaires. Après excision du LCA lors d'un tiroir fémoral postérieur, le ménisque interne devient l'une des structures passives les plus sollicitées par cette charge alors que pour un tiroir antérieur avec déficience du LCP, c'est le ménisque externe qui se trouve fortement sollicité. Contrairement à une méniscotomie externe, la méniscotomie interne cause d'importantes altérations à la cinématique du joint. Cette observation avec le rôle que joue le ménisque interne au sein du joint dont le LCA est déficient, confirment la recommandation clinique qui préconise la préservation, dans la mesure du possible, de la portion postérieure du ménisque interne lors d'une méniscotomie.

5.3 RECOMMANDATIONS

Pour compléter les travaux de recherches déjà entamés lors de cette étude sur la modélisation d'un genou humain par éléments finis, un ensemble de recommandations, développements et améliorations pourraient être apportés au modèle selon les objectifs futurs et les intérêts particuliers pour l'un ou l'autre des axes de recherches qui sont étroitement liés à la présente étude.

Ainsi, dans le but d'aboutir à des modèles personnalisés de genoux sains ou pathologiques, des acquisitions de données à l'aide d'un système d'imagerie par résonance magnétique seraient plus adéquates pour le patient (exposition moindre aux radiations). Elles permettraient, s'il y a lieu, une reconstruction simultanée des structures osseuses et tissus mous. Les routines de génération de maillage utilisées lors de cette étude peuvent être alors incorporées pour obtenir finalement un maillage d'éléments finis pour le genou en question. Ce maillage serait sans doute bénéfique, entre autres, pour:

- Un design plus précis d'implants de l'articulation du genou qui seront reproduits et usinés sur une machine à commande numérique.
- Une optimisation du type et emplacement des substituts ligamentaires de manière à aboutir à une compensation mécanique la plus fidèle possible.
- Une évaluation préopératoire, dans le cas d'ostéotomies tibiales ou patellaire, de l'angle qui aboutirait à un réarrangement optimal de la distribution de contraintes.

Pour ce qui est des améliorations à apporter au modèle existant, une modélisation des ligaments capsulaires ainsi que des attaches tibiales des ménisques est à envisager à condition d'avoir tout l'arsenal de données techniques représentant les propriétés mécaniques de ces structures. Des mécanismes d'enroulement seraient alors à considérer pour les portions de la capsule ligamentaire qui enveloppent chacun des condyles fémoraux. Un raffinement du maillage serait approprié pour les couches de cartilage, cette procédure permettrait une modélisation plus exacte du contact aboutissant donc à une évaluation plus précise du mécanisme de transfert de charge et de l'état de contrainte dans le cartilage, deux aspects des résultats requis lors d'études plus poussées sur les causes mécaniques de l'arthrite.

La modélisation des ménisques et cartilage par un matériau poroélastique biphasique est sans doute la plus appropriée lors des études dynamiques et d'impacts. Bien que cette formulation soit disponible dans un code d'éléments finis existant, la modélisation du contact dans le cas d'une articulation aussi complexe que le genou demeure très difficile à réaliser dû aux restrictions imposées par ces codes sur le choix des noeuds de contact et facettes cibles afin d'assurer la convergence de la solution.

Pour les projets futurs, des analyses du comportement passif de l'articulation durant un mouvement de flexion combiné ou non avec les cas de chargement analysés ci-haut sont à prévoir. À ce niveau, l'incorporation de la rotule dans le modèle ainsi qu'une représentation précise de l'activité musculaire, par l'application sur la rotule d'un ensemble de charges variables en intensité et direction en fonction du degré de flexion, seraient à considérer.

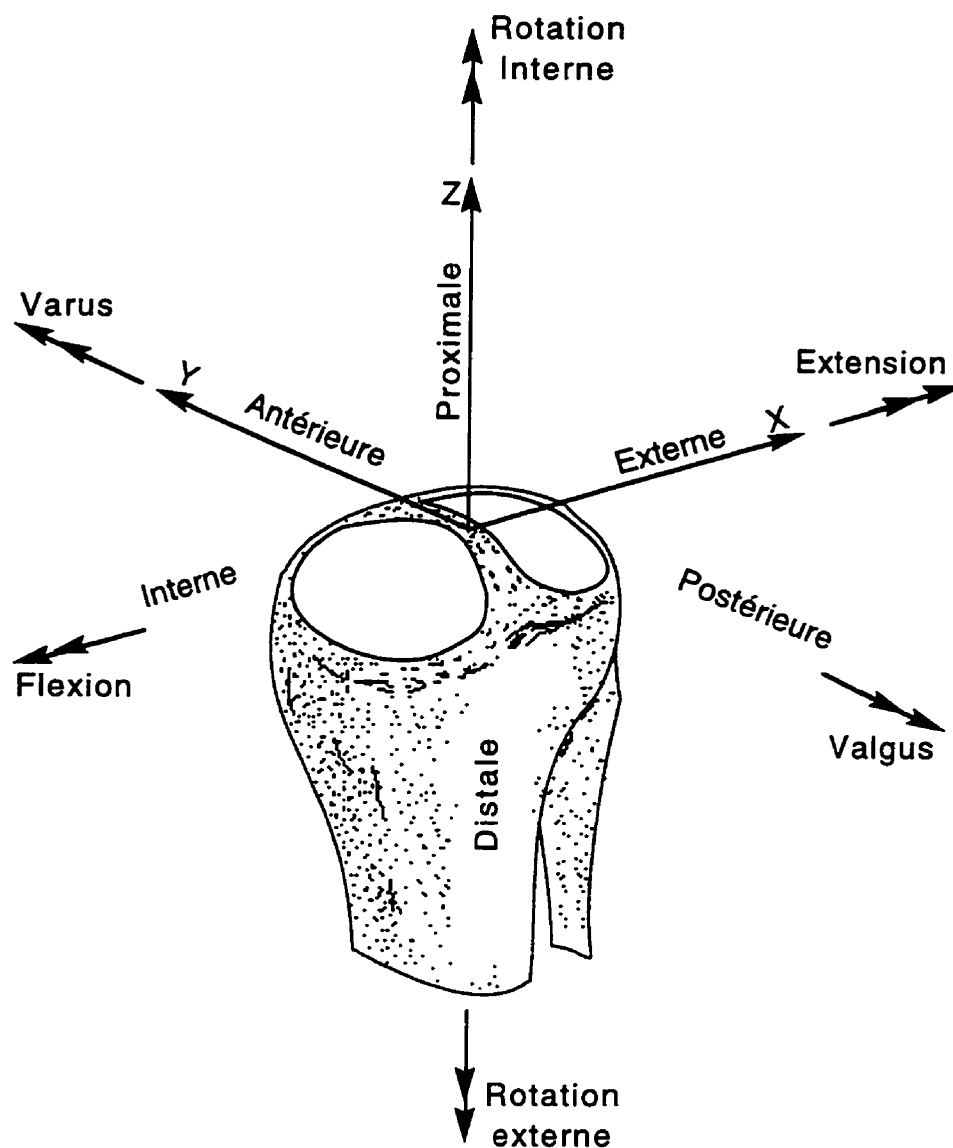
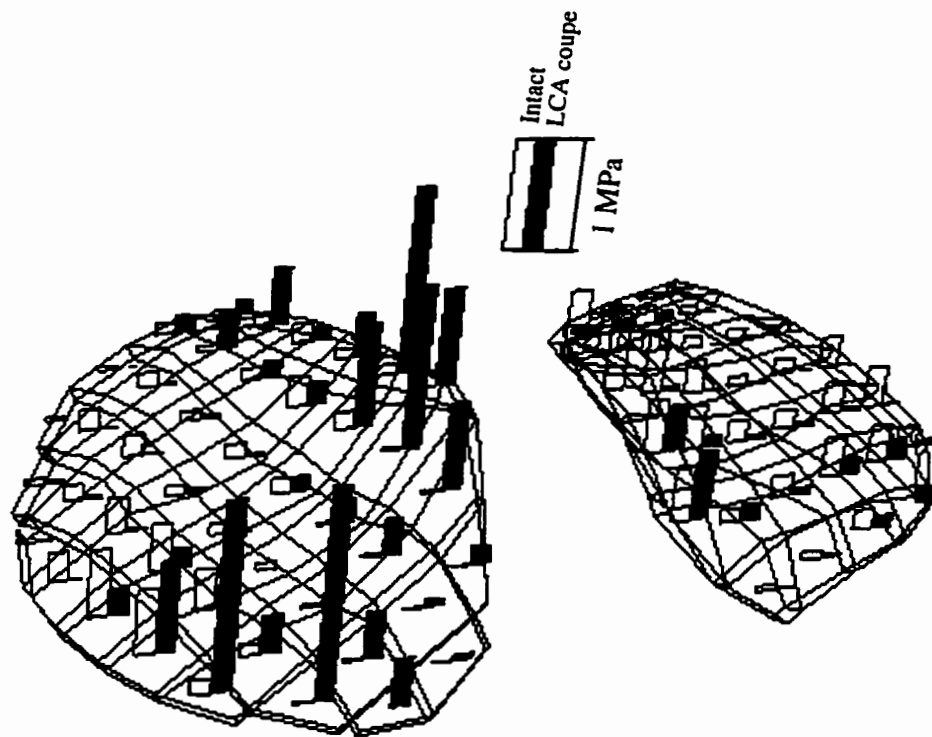
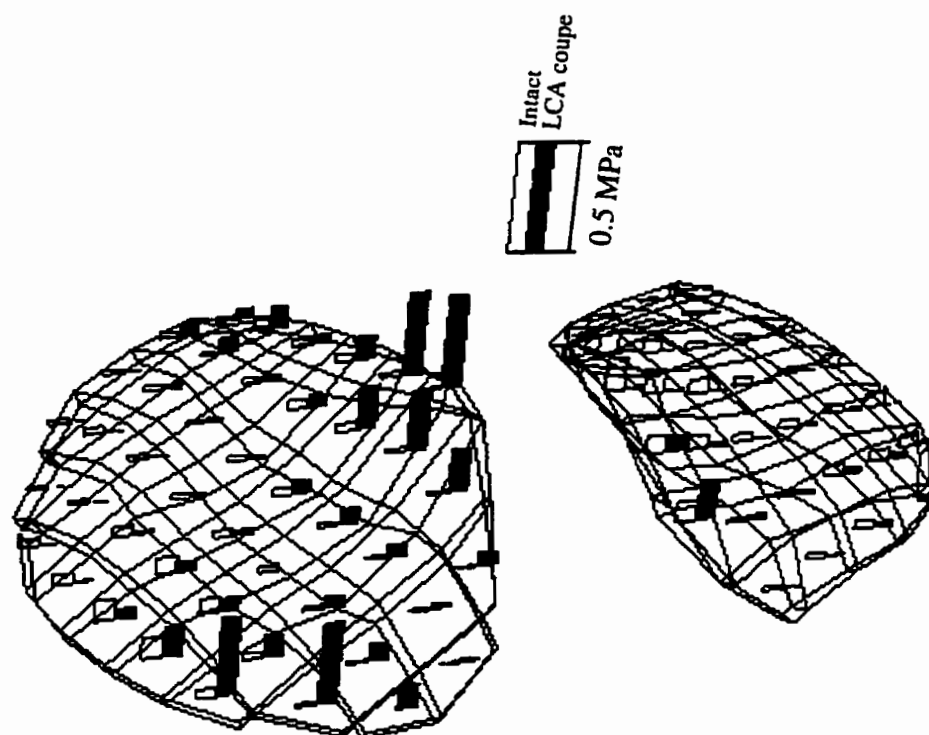


Figure 5.1: Illustration schématique du système d'axes anatomique lié au tibia du spécimen avec définition des sens correspondants aux différents déplacements et rotations.

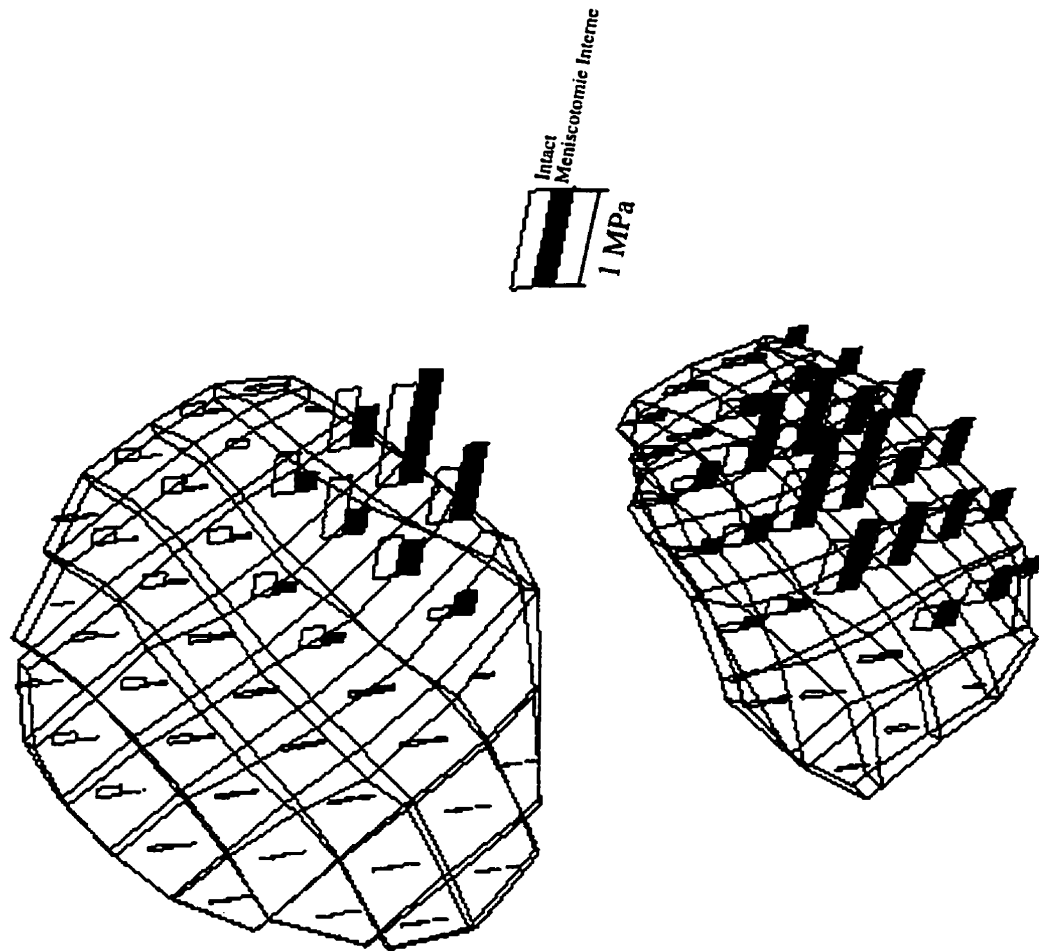


(Fig. 5.2a)

Figure 5.2: Illustration de l'état de contraintes dans le cartilage tibial lors d'un tiroir fémoral postérieur de 200N pour les cas intact ou avec déficience du LCA; (a) contrainte maximale en compression, (b) cisaillement maximal.

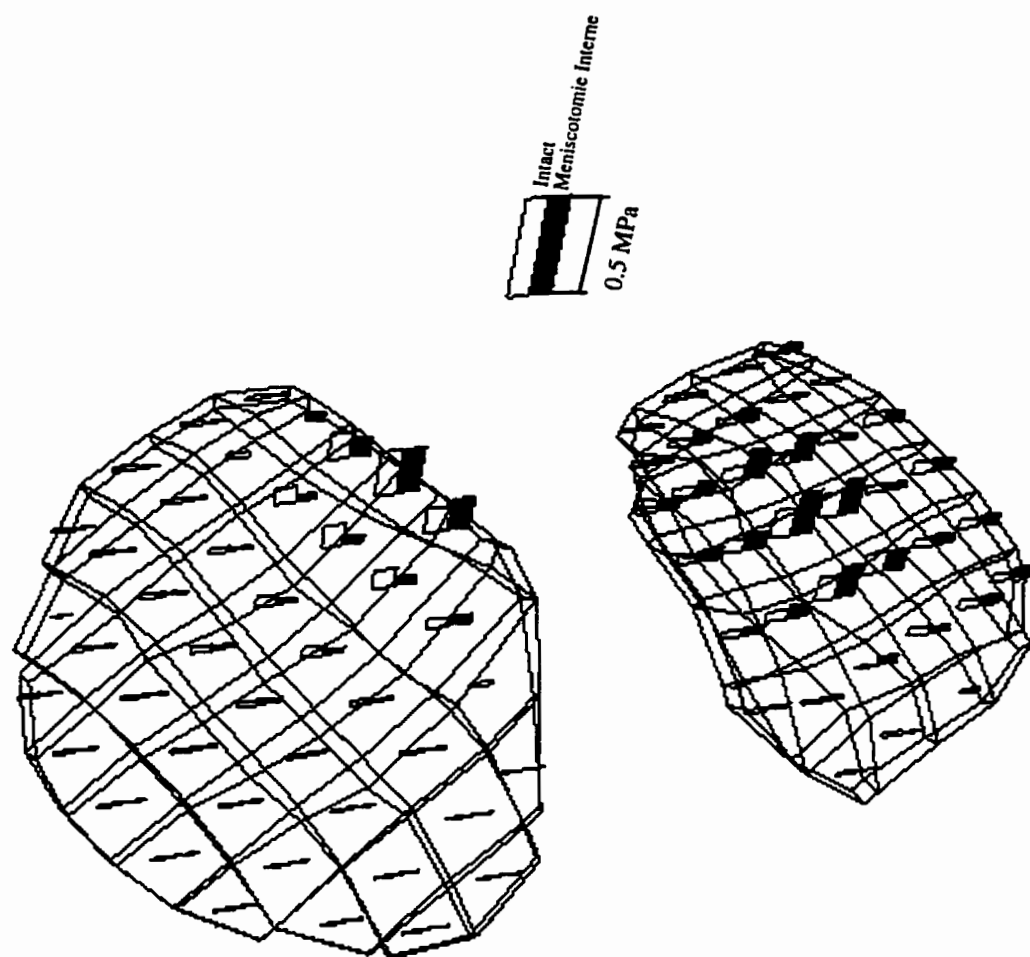


(Fig. 5.2b)



(Fig. 5.3a)

Figure 5.3: Illustration de l'état de contraintes dans le cartilage tibial lors d'un tiroir fémoral postérieur de 200N pour les cas intact ou avec méniscotomie interne; (a) contrainte maximale en compression, (b) cisaillement maximal.



(Fig. 5.3b)

BIBLIOGRAPHIE

- 1 HUISKES, R., KREMERS, J., DE LANGE, A., WOLTRING, H. J., SELVIK, G. et VAN RENS, J. (1985) 'Analytical stereophotogrammetric determination of three-dimensional knee joint geometry', J. Biomech., **18**, 559-570.
- 2 ATHESLIAN, G.A., KWAK, S.D., SOSLOWSKY, L.J. et MOW, V.C. (1994) 'A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods', J. Biomech., **27**, 111-124.
- 3 MOW, V.C., RATCLIFFE, A. et WOO, S.L-Y. (1990) 'Biomechanics of diarthrodial joints', Springer-Verlag, New-York.
- 4 KUROSAWA, H., FUKUBAYASHI, T. et NAKAJIMA, H. (1980) 'Load-bearing mode of the knee joint: physical behavior of the knee joint with or without menisci', Clin. Orthop. Rel. Res., **149**, 283-290.
- 5 AHMED, A.M. et BURKE, D.L. (1983) 'In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints - Part I: tibial surface of the knee. Biomech. Engng., **105**, 216-225.
- 6 PREMER, A. FURNER, S. et RICE, D.P. (1992) 'Musculoskeletal conditions in the United States', American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- 7 FUKUBAYASHI, T. et KUROSAWA, H. (1980) 'The contact area and pressure distribution pattern of the knee, a study of normal and osteoarthritic knee joints', Acta Orthop. Scand., **51**, 871-879.
- 8 BROWN, T.D. et SHAW, D.T. (1984) 'In-vitro contact stress distribution on the femoral condyles', J. Orthop. Res., **2**, 190-199.
- 9 KETTELKAMP, D.B. et JACOBS, A.W. (1972) 'Tibiofemoral contact area-

- determination and implications', J. Bone and Joint Surg., **54-A**, 349-356.
- 10 MAQUET, P.G., VAN DE BERG, A.J., et SIMONET, J.C. (1975) 'Femoral weight-bearing area', J. Bone and Joint Surg., **57-A**, 766-771.
 - 11 SEEDHOM, B.B., DOWSON, D. et WRIGHT, V. (1973) 'The load-bearing function of the menisci: A preliminary study', International Congress on the Knee Joint, Rotterdam, 37-42.
 - 12 BYLSKI-AUSTROW, D.I., CIARELLI, M.J., KAYNER, D.C., MATTHEWS, L.S. et GOLDSTEIN, S.A. (1994) 'Displacements of the menisci under joint load: an in vitro study in human knees', J. Biomech., **27**, 421-431.
 - 13 FAIRBANK, T.J. (1948) 'Knee joint changes after menisectomy', J. Bone and Joint. Surg., **30-B**, 664-670.
 - 14 WALKER, P.S., et ERKMAN, M.J. (1975) 'The role of the menisci in force transmission across the knee', Clin. Orthop. Rel. Res., **109**, 184-192.
 - 15 VAN EIJDEN, T.M.G.J., KOUWENHOVEN, E., VERBURG, J. et WEIJIS, W.A. (1986) 'A mathematical model of the patellofemoral joint', J. Biomech., **19**, 219-229.
 - 16 WISMANS, J., VELDPAUS, F., JANSSEN, J., HUSON, J. et STRUBEN, P. (1980) 'A three-dimensional mathematical model of the knee joint', J. Biomech., **13**, 677-685.
 - 17 CROWNINSHIELD, R., POPE, M.H. et JOHNSON, R.J. (1976) 'An analytical model of the knee', J. Biomech., **9**, 397-405.
 - 18 GROOD, E.S. et HEFZY, M.S. (1982) 'An analytical technique for modelling knee joint stiffness - Part I: ligamentous forces', J. Biomech. Engng, **104**, 330-337.
 - 19 ANDRIACCHI, T.P., MICKOSZ, R.P., HAMPTON, S.J. et GALANTE, J.O.

- (1983) 'Model studies of the stiffness characteristics of the human knee joint', J. Biomech., **16**, 23-29.
- 20 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**, 1019-1031.
- 21 MOW, V.C., HOLMES, M.H. et LAI, W.M. (1984) 'Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: A review', J. Biomech., **17**, 377-394.
- 22 EWING, J.W. (1990) 'Articular cartilage and knee joint function: basic science and arthroscopy', Raven Press, New-York.
- 23 MESSIER, S.P., ETTINGER, W.H., DOYLE, T.E., MORGAN, T., JAMES, M.K., O'TOOLE, M.L. et BURNS, R. (1996) 'Obesity: effects on gait in osteoarthritic population', J. Applied Biomech., **12**, 161-172.
- 24 KAPANDJI, I.A. (1977) 'Physiologie articulaire', Fascicule II, Librairie Maloine, Paris.
- 25 NIWA, S., PERREN, S.M., et HATTORI, T. (1992) 'Biomechanics in orthopaedics', Springer-Verlag, Tokyo.
- 26 JILANI, A. (1996) 'Nonlinear finite element analysis of the human tibiofemoral joint in axial rotation', Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.
- 27 FRANKEL, V.H. et NORDIN, M. (1980) 'Basic biomechanics of the skeletal system', Lea & Febiger, Philadelphia.
- 28 GRAY, H. (1973) 'Anatomy of the human body', Lea & Febiger, Philadelphia.
- 29 BLACK, J. (1988) 'Orthopaedic biomaterials in research and practice', Churchill Livingstone, New-York.
- 30 GIRGIS, F.G., MARSHALL, J.L., et AL-MONAJEM A.R.S. (1975) 'The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental

- analysis', Clin. Orthop. Rel. Res., **106**, 216-231.
- 31 WHIPPLE, R., WIRTH, C.R. et MOW, V.C. (1984) 'Mechanical properties of the meniscus', Trans. WAM. ASME, 32-33.
 - 32 FITHIAN, D.C., KELLY, M.A. et MOW, V.C. (1990) 'Material properties and structure-function relationships in the menisci', Clin. Orthop. Rel. Res., **252**, 19-31.
 - 33 FITHIAN, D.C., SCHMIDT, M.B., RATCLIFFE, A. et MOW, V.C. (1989) 'Human meniscus tensile properties: Regional variation and biochemical correlation', 35th annual meeting ORS.
 - 34 BULLOUGH, P.G., MANUERA, 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 and Joint. Surg., **52-B**, 564-570.
 - 35 HOLLIS, J.M., LYON, R.M., MARCIN, J.P., HORIBE, S., LEE, E.B., et WOO, S.L-Y. (1988) 'Effect of age and loading axis on the failure properties of the human ACL', 34th annual meeting ORS.
 - 36 SOKOLOFF, L. (1966) 'Elasticite of aging cartilage', Federation Proc., **25**, 1089-1095.
 - 37 BUTLER, D.L., MATTHEW, D.K. et STOUFFER, D.C. (1986) 'Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments', J. Biomech., **19**, 423-432.
 - 38 RACE, A. et AMIS, A.A. (1994) 'The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament', J. Biomech., **27**, 13-24.
 - 39 LITTLE, R.B., WEVERS, H.W., SIU, D. et COOKE, T.D.V. (1986) 'A three-dimensionl finite element analysis of upper tibia', J. Biomech. Engng, **108**, 111-119.

- 40 HAYES, W.C. et MOCKROS, L.F. (1971) 'Viscoelastic properties of human articular cartilage', J. App. Physiol., **31**, 562-568.
- 41 HIROKAWA, S. (1991) 'Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint', J. Biomech., **24**, 659-671.
- 42 HEFZY, M.S. et YANG, H. (1993) 'Three-dimensional anatomical model of the patello-femoral joint', Trans. WAM, ASME, 329-332.
- 43 GALBRAITH, P.C. et BRYANT, J.T. (1989) 'Effects of grid dimensions on finite element models of an articular surface', J. Biomech., **22**, 385-393.
- 44 HEFZY, M.S., GROOD, E.S. et ZOGHI, M. (1987) 'An axisymmetric finite element model of the menisci', Trans. WAM, ASME, 51-52.
- 45 TISSAKHT, M. et AHMED, A.M. (1992) 'Parametric study using different elastic and poroelastic axisymmetric models of the femur-meniscus-tibia unit', Trans. WAM, ASME, 241-244.
- 46 TISSAKHT, M., AHMED, A.M., TANZER, M. et MISRA, A.K. (1994) 'The thickness of the cartilage affects the load-bearing characteristics of the menisci', 40th annual meeting ORS.
- 47 SPILKER, R.L., MAXIAN, T.A. et MOW, V.C. (1989) 'A fibrous biphasic anisotropic finite element model of the meniscus', 35th annual meeting ORS.
- 48 SPILKER, R.L., DONZELLI, P.S. et MOW, V.C. (1992) 'A transversely isotropic biphasic finite element model of the meniscus', J. Biomech., **25**, 1027-1045.
- 49 TISSAKHT, M. et AHMED, A.M. (1993) 'Determination of the static tensile stress-strain characteristics of the human menisci and derivation of the matrix and fibre properties', Trans. WAM, ASME, 107-110.
- 50 POSTAK, P.D., BLAKE, T. et GREENWALD, A.S. (1992) 'Performance

characteristics of primary modular total knee systems', Technical Report of the MT. Sinai Medical Center, Cleveland, Ohio.

- 51 PIZIALI, R.L., RASTEGAR, J., NAGEL, D.A. et SCHURMAN, D.J. (1980) 'The contribution of the cruciate ligaments to the load-displacement characteristics of the human knee joint', J. Biomech. Engng, **102**, 277-283.
- 52 WASCHER, D.C., MARKOLF, K.L., SHAPIRO, M.S., et FINERMAN, G.A.M. (1993) 'Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments - Part I: the effect of multiplane loading in the intact knee', J. Bone and Joint. Surg., **75-A**, 377-386.
- 53 HULL, M.L., BERNIS, G.S., VARMA, H. et PATTERSON, H.A. (1996) 'Strain in the medial collateral ligament of the human knee under single and combined loads', J. Biomech., **29**, 199-206.
- 54 TÜMER, S.T. et ENGIN, A.E. (1993) 'Three body segment dynamic model of the human knee', J. Biomech. Engng, **115**, 350-356.
- 55 EIHAH, A. et HEFZY, M.S. (1993) 'A two dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint', J. Biomech. Engng, **115**, 357-365.
- 56 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**, 69-79.
- 57 BENDJABALLAH, M.Z. SHIRAZI-ADL, A. et ZUKOR, D.J. (1996) 'Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus', Soumis au journal Clinical Biomechanics.
- 58 BENDJABALLAH, M.Z. SHIRAZI-ADL, A. et ZUKOR, D.J. (1996) 'Biomechanical response of the human knee joint under anterior-posterior forces', Soumis au Journal of Biomechanics.

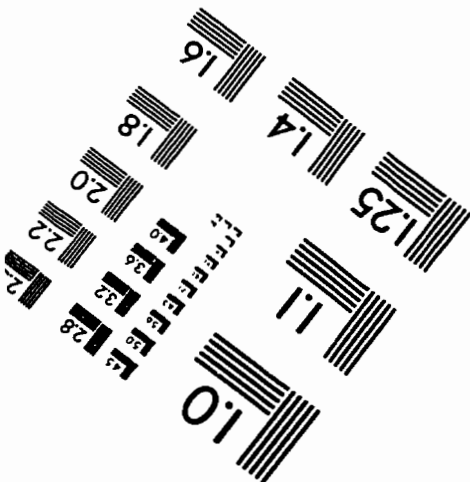
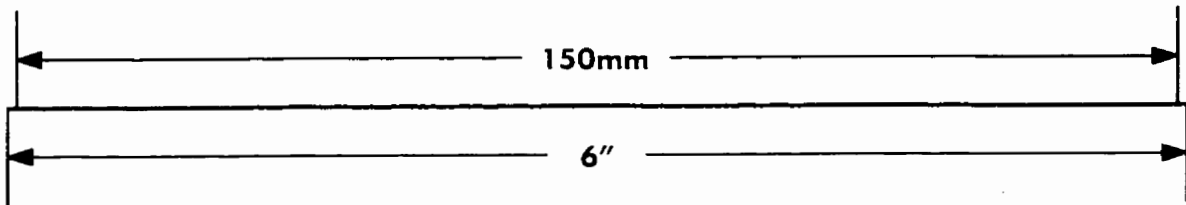
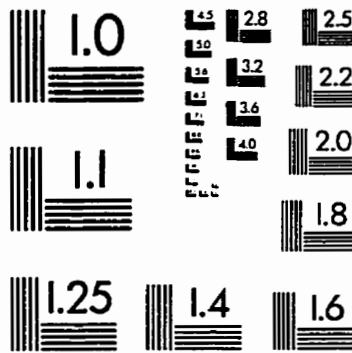
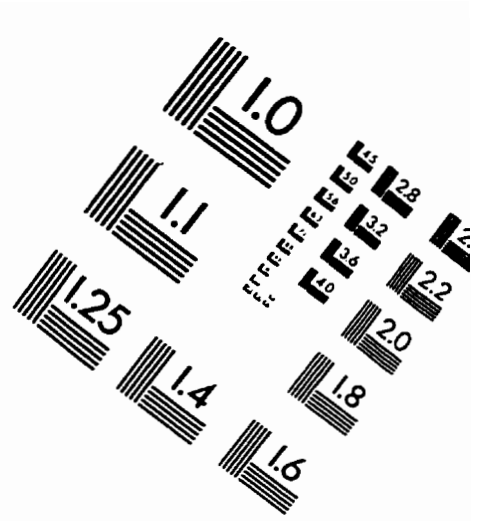
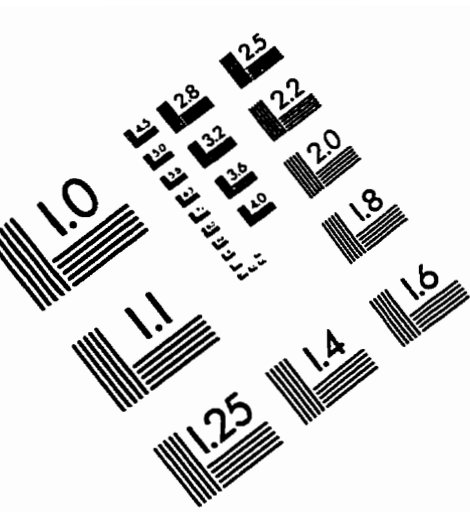
- 59 SCOTT, W.N. (1994) 'The knee', Mosby-Year Book, St Louis.
- 60 BLANKEVOORT, L. et HUISKES, R. (1991) 'Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee', J. Biomech. Engng, **113**, 263-269.
- 61 McCUTCHEN, C.W. (1962) 'The frictional properties of animal joints', Wear, **5**, 1-17.
- 62 TISSAKHT, M. et AHMED, A.M. (1995) 'Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material', J. Biomech. **28**, 411-422.
- 63 MOMMERSTEEG, T.J.A., BLANKEVOORT, L., HUISKES, R., KOOLOOS, J.G.M., et KRAUER, J.M.G. (1996) 'Characterization of the mechanical behavior of human knee ligaments: A numerical-experimental approach', J. Biomech. **29**, 151-160.
- 64 AHMED, A.M., HYDER, A., BURKE, D.L. et CHAN, K.H. (1987) 'In-vitro ligament tension pattern in the flexed knee in passive loading', J. Orthop. Res., **5**, 217-230.
- 65 AHMED, A.M., HYDER, A., BURKE, D.L. et CHAN, K.H. (1992) 'Ligament tension pattern in the flexed knee in combined passive anterior translation and axial rotation', J. Orthop. Res., **10**, 854-867.
- 66 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.
- 67 SHRIVE NG, O'CONNOR JJ et GOODFELLOW JW. (1978) 'Load-bearing in the knee joint', Clin. Orthop. Rel. Res., **131**, 279-287.
- 68 KRAUSE WR, POPE MH, JOHNSON RJ et WILDER, DG. (1976) 'Mechanical changes in the knee after meniscectomy', J. Bone Joint Surg., **58-A**, 599-604.
- 69 SEEDHOM BB et HARGREAVES DJ. (1979) 'Transmission of the load in the

- knee joint with special reference to the role of the menisci -Part II: experimental results, discussion and conclusions', Eng. Med., **8**, 220-228.
- 70 MARKOLF, K.L., MENSCH, J. et AMSTUTZ, H. (1976) 'Stiffness and Laxity of the Knee - The Contributions of the Supporting Structures', J. Bone Joint Surg., **58-A**, 583-594.
- 71 HOLLIS, J.M., TAKAI, S., HORIBE, S. et WOO, S.L.-Y. (1991) 'The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study', J. Biomech. Engng, **113**, 208-214.
- 72 GOLLEHON, D.L., TORZILLI, P.A. et WARREN R.F. (1987) 'the role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee', J. Bone Joint Surg., **69-A**, 233-242.
- 73 SEERING, W.P., PIZIALI, R.L., NAGEL, D.A. et SHURMAN, D.J. (1980) 'The function of the primary ligaments of the knee in varus-valgus and axial rotation', J Biomech., **13**, 785-794.
- 74 FICAT, P. (1962) 'Pathologie des ménisques et des ligaments du genou', Masson & Cie, Paris.
- 75 JACOBSEN, K. (1977) 'Osteoarthrosis following insufficiency of the cruciate ligament in man', Acta Orthop. Scand. **48**, 520-527.
- 76 NOYES, F.R. et GROOD, E.S. (1976) 'The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys', J. Bone Joint Surg., **58-A**, 1074-1082.
- 77 FUKUBAYASHI, T., TORZILLI, P.A., SHERMAN, M.F. et WARREN, R.F. (1982) 'An *in-vitro* biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee', J. Bone Joint Surg., **64-A**, 258-264.
- 78 GROOD, E.S., STOWERS, S.F. ET NOYES, F.R. (1988) 'Limits of movement in the human knee: effect of sectioning the posterior cruciate and posterolateral

- structures', J. Bone Joint Surg., **70-A**, 88-97.
- 79 LEVY, I.M., TORZILLI, P.A. et WARREN, R.F. (1982) 'The effect of medial meniscectomy on anterior-posterior motion of the knee', J. Bone Joint Surg., **64-A**, 883-888.
 - 80 SULLIVAN, D., LEVY, I.M., SHESKIER, S., TORZILLI, P.A. et WARREN, R.F. (1984) 'Medial restraints to anterior-posterior motion of the knee', J. Bone Joint Surg., **66-A**, 930-936.
 - 81 PIZIALI, R.L., RASTEGAR, J. et NAGEL, D.A. (1977) 'Measurement of the nonlinear, coupled stiffness characteristics of the human knee', J. Biomech., **10**, 45-51.
 - 82 RASTEGAR, J., PIZIALI, R.L., NAGEL, D.A. et SCHURMAN, D.J. (1979) 'Effects of fixed axes of rotation on the varus-valgus and torsional load-displacement characteristics of the *in-vitro* human knee', J. Biomech. Engng., **101**, 134-140.
 - 83 GROOD, E.S., NOYES, F.R., BUTLER, D.R. et SUNTAY, W.J. (1981) 'Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees', J. Bone Joint Surg., **63-A**, 1257-1269.
 - 84 BUTLER, D.L., NOYES, F.R. ET GROOD, E.S. (1980) 'Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee', J. Bone Joint Surg., **62-A**, 259-270.
 - 85 MARKOLF, K.L., BURCHFIELD, D.M., SHAPIRO, M.M., SHEPARD, M.F., FINERMAN, G.A.M. et SLAUTERBECK, J.L. (1995) 'Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces', J. Orthop. Res., **13**, 930-935.
 - 86 MARKOLF, K.L., SLAUTERBECK, J.L., ARMSTRONG, K.L., SHAPIRO,

- M.M. et FINERMAN, G.A.M. (1996) 'Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces', J. Orthop. Res., **14**, 633-638.
- 87 MARKOLF, K., GOREK J., KABO, J.M. et SHAPIRO, M.S. (1990) 'Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament: an *in-vitro* study performed with a new experimental technique', J. Bone Joint Surg., **72-A**, 557-567.
- 88 MARKOLF, K.L., WASCHER, D.C. et FINERMAN, G.A.M. (1993) Direct *in-vitro* measurement of forces in the cruciate ligaments -Part II: the effect of section of the posterolateral structures. J. Bone Joint Surg., **75-A**, 387-394.

IMAGE EVALUATION TEST TARGET (QA-3)



APPLIED IMAGE, Inc
1653 East Main Street
Rochester, NY 14609 USA
Phone: 716/482-0300
Fax: 716/288-5989

© 1993, Applied Image, Inc., All Rights Reserved

